

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

**Měření a zpracování akcelerometrických dat
z třepaček krevních derivátů**

**Measurement and Evaluation of Accelerometer Data
from the Blood Centrum**

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

.....
Bc. Monika Darebníková

Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2010

V Ostravě

dne 7.5. 2010

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala Ing. Marku Penhakerovi, PhD. za odborné rady a vedení v průběhu vypracování této práce. Poděkování patří také Ing. Zuzaně Vašíčkové a Bc. Jakubu Jirkovi za cenné rady a připomínky. V poslední řadě bych poděkovala svým rodičům za podporu během mého studia.

Abstrakt

Tématem diplomové práce je měření a ověření dlouhodobé technické správnosti funkce třepaček krevních derivátů v Krevním centru Fakultní nemocnice Ostrava. Tato práce se zabývá snímáním, zpracováním a následnou analýzou signálu obsahující informace o vibraci roštů třepaček. Pro snímání těchto signálů je využito akcelerometrů a měřená data jsou následně přenášena bezdrátově pomocí ZigBee technologie z třepačky do počítače, kde jsou tato data přenášena pomocí TCP/IP komunikace na vzdálený server do databáze měření. Data ze serveru jsou poté sdílěna klientům pro zpracování výsledků. Jako měřicí, vizualizační a komunikační software bylo použito vývojového prostředí LabVIEW, které umožňuje spojení a komunikaci s vytvořenou databází. Data načtená z databáze jsou v další části práce analyzována pomocí programu MATLAB.

Klíčová slova

Krevní deriváty, horizontální agitátor, akcelerometr, ZigBee, LabVIEW, MATLAB, frekvenční analýza

Abstract

The subject of the thesis is to measure and verify the technical accuracy of long-term function of blood shakers in Blood center, University Hospital Ostrava. This work deals with sensing, processing and subsequent analysis of the signal containing information about the vibration of the grate in shakers. Accelerometers are used to capture these signals. Measured data are then transmitted wirelessly using the ZigBee technology from the mixer to the computer where the data are transmitted via TCP/IP communications to a distant server to a database of measurement. The data from the server are then shared by clients for processing results. As a measurement, visualization and communication software was used LabVIEW, which allows connection and communication with the created database. Data retrieved from the database are analyzed using the programme MATLAB in the next part of this thesis.

Key words

Blood derivatives, Horizontal agitator, Accelerometer, ZigBee, LabVIEW, MATLAB, Frequency analysis

Seznam použitých symbolů a zkratk

CSA	Compressed spectral arrays / zhuštěné spektrální kulisy
DFT	Discrete Fourier Transform / diskrétní Fourierova transformace
DTFT	Discrete-time Fourier Transform / Fourierova transformace s diskrétním časem
FFD	Full Function Device / plně funkční zařízení
FFT	Fast Fourier Transform / rychlá Fourierova transformace
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers / Institut elektrotechnických a elektronických inženýrů
LAN	Local Area Network / lokální síť
LED	Light emitting diode / elektroluminiscenční dioda
LV	Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench / LabVIEW / laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systéme / mikro-mechanické prvky
PAN	Personal Area Network / osobní síť
PAN ID	Personal Area Network Identification / identifikátor sítě
PHP	Personal Home Page / skriptovací programovací jazyk
PSD	Power spectral density / spektrální výkonový hustota
RFD	Reduced Function Device / redukováná zařízení
RS232	Recommended Standard 232 / Sériové komunikační rozhraní
SQL	Structured Query Language / strukturovaný dotazovací jazyk
SubVI	Podprogram v Labview
TU	Transfúzní jednotka
USB	Universal Serial Bus / druh přístrojové sběrnice
VPN	Virtual private network / virtuální privátní síť
WAN	Wide Area Network / počítačová síť

Obsah

Úvod	- 1 -
1 PŘÍPRAVA KREVNÍCH DERIVÁTŮ	- 2 -
1.1 KREV A ZPŮSOB DAROVÁNÍ	- 2 -
1.1.1 Druhy odběrů.....	- 2 -
1.2 KREVNÍ DESTIČKY - TROMBOCYTY	- 3 -
1.2.1 Skladba trombocytů.....	- 3 -
1.2.2 K čemu slouží trombocyty?.....	- 3 -
1.2.3 Trombokonzentrát	- 4 -
1.2.4 Agitátory.....	- 4 -
2 BEZDRÁTOVÝ PŘENOS DAT - TECHNOLOGIE ZIGBEE	- 5 -
2.1 TOPOLOGIE SÍTĚ.....	- 5 -
2.2 SPECIFIKACE KOMUNIKAČNÍHO STANDARDU.....	- 6 -
2.2.1 Fyzická vrstva.....	- 7 -
2.2.2 Linková vrstva (MAC)	- 7 -
2.2.3 Síťová vrstva	- 8 -
2.2.4 Zabezpečení dat	- 8 -
2.2.5 Aplikační vrstva.....	- 8 -
3 PROSTŘEDÍ LABVIEW	- 9 -
3.1 APLIKAČNÍ MOŽNOSTI LABVIEW	- 10 -
3.2 ZÁKLADNÍ ČÁSTI VIRTUÁLNÍHO PŘÍSTROJE	- 11 -
3.3 KNIHOVNÍ FUNKCE V LABVIEW	- 12 -
3.4 KOMUNIKACE PŘES INTERNET	- 13 -
4 MĚŘENÍ VIBRACÍ – AKCELEROMETRY.....	- 14 -
4.1 ROZDĚLENÍ AKCELEROMETRŮ.....	- 15 -
4.1.1 Akcelerometry se seismickou hmotou.....	- 16 -
4.1.2 MEMS akcelerometry	- 17 -
5 NÁVRH A REALIZACE MĚŘICÍHO ŘETĚZCE	- 20 -
5.1 MĚŘICÍ ŘETĚZEC V RÁMCI KREVNÍHO CENTRA	- 20 -
5.1.1 Třepačky v Krevním centru FNO.....	- 22 -
5.1.2 Senzorová část měřicího řetězce	- 23 -
5.2 PŘENOS MĚŘENÝCH DAT - VZDÁLENÁ KOMUNIKACE	- 29 -
5.2.1 Programová realizace	- 30 -
5.2.2 Vlastní program - software v programu LabVIEW	- 31 -
6 ZPRACOVÁNÍ A VYHODNOCENÍ MĚŘENÝCH DAT	- 33 -
6.1 POPIS DAT A ZPŮSOB MĚŘENÍ.....	- 33 -
6.2 ZPRACOVÁNÍ DAT	- 33 -
6.2.1 Pracovní prostředí – systém MATLAB	- 33 -
6.2.2 Analýza signálů v časové oblasti.....	- 33 -
6.2.3 Spektrální analýza	- 36 -

6.2.4	Časově-frekvenční analýza (zhuštěné spektrální kulisy – CSA).....	- 39 -
6.2.5	Vazby mezi třepačkami - korelační koeficient	- 40 -
7	ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ A TESTY	- 41 -
7.1	FUNKČNOST DATABÁZE „TREPACKA“	- 41 -
7.1.1	Načtené záznamy v databázi.....	- 41 -
7.1.2	Výsledky pořízené z aplikace pro čtení dat z databáze	- 41 -
7.2	POROVNÁNÍ AGITÁTORŮ KREVNÍCH DERIVÁTŮ.....	- 42 -
7.3	VLIV OKOLNÍHO DĚNÍ NA FUNKČNOST PŘÍSTROJE RL 45-B	- 44 -
7.4	SHRNUTÍ NAMĚŘENÝCH DAT	- 47 -
	ZÁVĚR.....	- 50 -
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	- 51 -
	SEZNAM PŘÍLOH.....	- 53 -

Úvod

Krev je nenahraditelnou tekutinou nutnou k navrácení zdraví a záchraně ohrožených lidských životů. Samotné dárceství krve je hlubokým projevem lidské solidarity a snahou pomoci druhým. Odběr krve a její další zpracování je nedílnou součástí každé nemocnice.

Krev obsahuje mimo mnoho dalších prvků také krevní destičky. Krevní destičky (trombocyty) se podílí na procesu srážení krve a zástavy krvácení. Destičkový koncentrát skladujeme v tromboagitátoru čili třepačce, při teplotě v rozmezí $+20$ až $+24^{\circ}\text{C}$, za neustálého třepání vaku. Třepačky jsou taková zařízení, kde je možno umístit vaky s krevními destičkami v horizontální poloze. Tyto vaky jsou poté s kontinuální rychlostí protřepávány zleva doprava. Třepačky fungují zároveň i jako termostat, a to kvůli udržování stále teploty. Trombokonzentrát se v třepačce uchovává od doby vyrobení po výdej k pacientovi, tzn. od 5 hodin do 5 dnů. Rychlost třepání je kolem 60 kmitů/min.

Měřicí a řídicí technika v biomedicině má za úkol nejen sledovat základní životní funkce jedince, ale také se orientuje na různé kontroly a zpětné vazby při měření vitálních funkcí člověka nebo přímo na kontrolu přístrojů, které toto či jiné měření provádějí. Kontroly a zpětné vazby jsou v dnešní době nezbytné pro každé zařízení, jelikož určují případné chyby zařízení a následně je dokáží odstranit či alespoň na ně upozornit. Tato diplomová práce se zabývá taktéž návrhem systému zpětné kontroly úpravy vzorků krevních destiček na základě objektivních parametrů. Tyto parametry vychází z analýzy snímaných signálů.

Teorie signálu nachází taktéž uplatnění v mnoha oblastech techniky. Na základě vyhodnocení vibračních spekter lze získat přehled o technickém stavu, předpovídat pravděpodobné závady a určit zbývající životnost přístroje. Pomocí vibračních spekter je možno určit přesnější okamžik jakékoliv výchylky. Vibrace mají většinou náhodný charakter a jsou složeny z mnoha kmitočtových složek. Tento případ popisuje spektrální výkonová hustota, která je vždy vztažena na určitou šířku pásma.

1 Příprava krevních derivátů

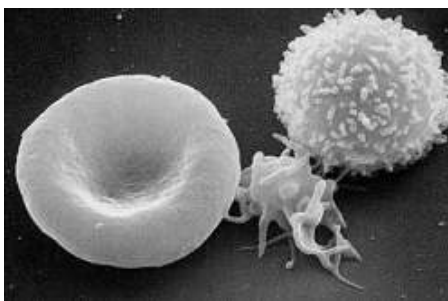
Zpracování krevních derivátů předchází samotné darování krve. Požadavkem je především kvalitní a bezpečná krev.

1.1 Krev a způsob darování

Lidská krev koluje v cévním systému těla a mezi její základní úlohy patří:

- roznášení kyslíku ke tkáním a odvod oxidu uhličitého
- roznášení živin ke tkáním a odvod zplodin látkové výměny
- podíl na obranyschopnosti organismu
- podíl na udržování tělesné teploty

Krev jako nezbytná tekutina k funkci lidského organismu se skládá z červených krvinek (erytrocytů), krevní plazmy, krevních destiček (trombocytů) a bílých krvinek (leukocytů).



Obr. 1 Červená krvinka, krevní destička a bílá krvinka [2]

Červené krvinky (erytrocyty) se tvoří v kostní dřeni, nemají jádro a jejich tvar je diskovitý. Pomocí hemoglobinu přenáší z plic do tkání kyslík a podílejí se na přenosu oxidu uhličitého. Jejich životnost je pouze 100 až 120 dní. Červené krvinky tvoří 40 až 45% z celkového objemu krve.

Bílé krvinky (leukocyty) jsou nezbytnou součástí imunitního systému organismu. Nejen že vytváří protilátky, ale také odstraňují bakterie a nežádoucí látky.

Krevní destičky (trombocyty) jsou nejmenšími buňkami v těle. V podstatě jsou trombocyty odštěpky z mateřských buněk – megakaryocytů. Jejich životnost v oběhu je 7 až 10 dní. Spolu s některými bílkovinami plazmy mají podíl na srážení krve.

Plazma je tekutá součást krve, která obsahuje vodu, bílkoviny, cukry, tuky a minerály. Plazma tvoří přibližně 55% z objemu krve, podílí se na udržování látkové výměny a transportu živin. Plazmatické bílkoviny jsou brány jako nejvýznamnější část plazmy. Nejdůležitější je bílkovina albumin, jež se podílí na udržování vody v cévním řečišti. Dále jsou také podstatné imunoglobuliny a bílkoviny důležité pro srážení krve.

1.1.1 Druhy odběrů

Odběr plné krve - odebírá se obvykle 470ml krve do plastového vaku. Samotný odběr trvá obvykle méně než 10 minut. Odebraný objem krve u dárce se nahradí během několika hodin, plazmatické bílkoviny a krevní destičky během několika dnů, červené krvinky během 2-3 týdnů.

Darování plné krve je omezeno pro muže na 4 odběry ročně (výjimečně 5) a pro ženy na 3 (výjimečně 4).

Odběr plazmy, plazmaferéza - odebírá se pouze plazma pomocí speciálních přístrojů, které samy oddělují plazmu od krvinek. Odběr trvá 45-90 minut a méně zatěžuje organismus dárce (plazma se nahradí během 1-2 dnů). V průběhu procesu se krvinky navracejí do krevního oběhu dárce spolu s fyziologickým roztokem a protisrážlivým prostředkem. Během roku nesmí být odebráno více než 25 litrů plazmy.

Odběr krevních destiček - odběr se provádí pomocí speciálních přístrojů (separátorů) a trvá kolem 90 minut. Odebrané krevní destičky se nahradí během 1-2 dnů. Destičky se většinou připravují pro konkrétního příjemce, čímž je dárce k odběru cíleně vyzván s nevelkým časovým předstihem (telefonicky). Pro odběr je nezbytný dostatečný počet krevních destiček a dobrý žilní přístup. [11]

1.2 Krevní destičky - trombocyty

1.2.1 Skladba trombocytů

Krevní destičky jsou bezjaderná tělíska způsobila k přilnutí a shlukování se. Podílí se na procesu srážení krve a zástavy krvácení. Krevní destička má oválný tvar se zoubkovitými kraji. Velikostně odpovídá v průměru 2-4 μ m a její tloušťka činí 0,5 μ m. Ve středu trombocytu se nachází granulomera, shluk červeně se barvících granul a ojediněle mitochondrie. Trombocyty vznikají v kostní dřeni z megakaryocytů. Krevní destičky v podstatě nejsou zcela krevní buňky, ale pouze odštěpky buněk. Krevní destičky jsou samozřejmou a stálou součástí krve. V 1 mm³ krve se nalézá mezi 150-500 tisíc trombocytů. Doba jejich života je určena na 9-12 dní. Životně důležitou úlohou krevních destiček je chránit před ztrátou krve. Vytvářejí zátku, vzhledově vypadající jako bílý trombus, který ucpává miniaturní trhliny v mikrocirkulaci.

1.2.2 K čemu slouží trombocyty?

Existuje řada případů, kdy pacient neodkladně potřebuje pro záchranu života nejen plazmu, koncentrát červených krvinek, ale i koncentrát krevních destiček zvaný trombokoncentrát.

Trombokonzentrát se používá převážně:

- Pro pacienty s onkologickým onemocněním, u kterých došlo v důsledku podání radikální protinádorové léčby k útlumu krvetvorby.
- Pro pacienty s útlumem krvetvorby po radioterapii (ozařování).
- Pro pacienty s krevními zhoubnými onemocněními (leukémie a lymfomy), u kterých došlo k útlumu krvetvorby v důsledku intenzivní chemoterapie.
- Pro pacienty s útlumem krvetvorby po transplantaci kostní dřeni.

Nezastupitelnou úlohu má podání koncentráту krevních destiček v případě akutního krvácení v důsledku různých poruch srážlivosti, při těžkých poraněních, operačních komplikacích a při závažných gynekologických a porodních krváceních. [1]

1.2.3 Trombokoncentrát

Trombokoncentrát je označen pomocí štítku, na kterém je uvedeno specifické číslo, identifikace výrobce, krevní skupina, objem přípravku v ml, deklarovaný počet trombocytů, teplota, způsob uchování, datum odběru, doba použitelnosti, název přípravku a případné další doplňující informace.

Krevní destičky mají neustálý přísun kyslíku, a to díky speciálním prodyšným vakům vyrobené z polyolefinu nebo PVC. Doba použitelnosti trombokoncentrátu je pouhých 5 dní, proto se trombokoncentrát vyrábí dle potřeby.

Důraz je kladen i na vizuální kontrolu, jenž musí probíhat během celého procesu výroby. Pozornost se věnuje změně barvy, shlukování, zakalení, poškození či závadě balení, prosakování a ztrátě fenoménu víření. Trombokoncentrát nelze použít k transfuzi, pokud dojde k těmto změnám.

Destičkový koncentrát skladujeme v tromboagitátoru čili třepačce, při teplotě v rozmezí +20 až +24°C, za neustálého třepání vaku. Většinou jsou tato zařízení uzavřená a lze v nich kontrolovat teplotu. Pokud je takové zařízení bez uzavření, je nutno udržovat chtěnou konstantní teplotu v celém prostoru. Předchází-li skladování trombokoncentrátu přeprava, potom je převážen sanitou nebo zdravotní dopravní službou v termoboxu, který je předem temperován. Po transportu na oddělení musí být převážený trombokoncentrát ihned aplikován.

1.2.4 Agitátory

Třepačky neboli tromboagitátory jsou taková zařízení, kde je možno umístit vaky s krevními destičkami v horizontální poloze. Tyto vaky jsou poté s kontinuální rychlostí protřepávány zleva doprava. Třepačky fungují zároveň i jako termostat, jelikož trombocyty musí být uchovávány při teplotě 20 až 24°C.

Trombokoncentrát se v třepačce uchovává od doby vyrobení po výdej k pacientovi, tzn. od 5 hodin do 5 dnů, jelikož doba použití koncentrátu je pouze 5 dní. Trombocyty by se měly uchovávat v míchacím zařízení tak, aby se nedoformoval či nepřehýbal vak. Třepačky mívají i nastavitelnou rychlost, aby nedocházelo k pění. Rychlost třepání bývá klasicky zvolena na 60 kmitů/min.

2 Bezdrátový přenos dat - technologie ZigBee

Technologie ZigBee je nízko-rychlostní komunikační bezdrátový standard, popsán jako IEEE 802.15.4. ZigBee lze využít v řadě oblastí mezi které patří průmyslová automatizace, spotřební elektronika, počítačové periferie, sport, řízení budov a zdravotnictví. Standard ZigBee vznikl v roce 2004 na základě snahy vyplnění mezery mezi Wifi a Bluetooth. Ve vývoji standardu ZigBee se podílí více než 60 firem, které jsou sdruženy do jedné organizace ZigBee Alliance, jejíž logo je zobrazeno na Obr. 2. ZigBee Alliance je složena například z těchto firem: Freescale Semiconductors, Siemens, Texas Instruments, ST microelectronics, Motorola, Philips, Samsung. Mezi hlavní přednosti ZigBee patří malá spotřeba, snadná implementace, nízké nároky na hardware a spolehlivost. ZigBee pracuje v nekomerčním frekvenčním pásmu 2,4GHz, přenos dat zprostředkovává ve vzdálenosti stovek metrů a přenosová rychlost činí do 250kb/s.



Obr. 2 Logo ZigBee Alliance [10]

V Tab. 1 lze sledovat porovnání ZigBee a ostatní běžně používané technologie.

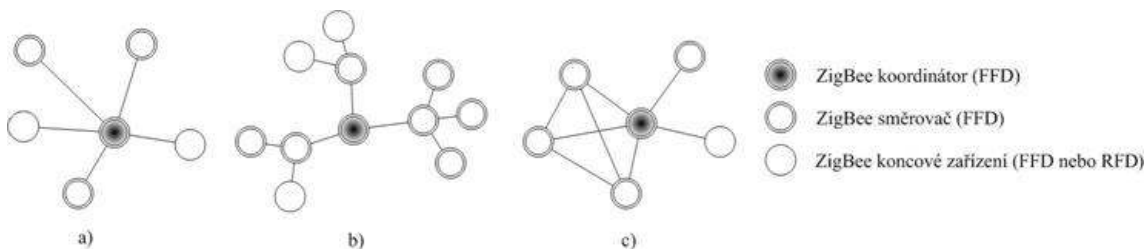
Obchodní jméno Standard	GPRS/GSM 1xRTT/CDMA	Wi-Fi™ 802.11b	Bluetooth™ 802.15.1	ZigBee™ 802.15.4
Aplikační zaměření	Široké oblasti Hlas & Data	Web, Email, Video	Náhrada za kabel	Monitorování & Řízení
Systémové zdroje (paměť)	16MB a více	1MB a více	250KB a více	4KB - 32KB
Životnost baterií (dny)	1-7	0.5 - 5	1 - 7	100 – 1 000 i více
Max. velikost sítě (počet uzlů/sít')	1	32	7	65 000 (příp. až 2 ⁶⁴)
Přenosová rychlost (Kb/s)	64 – 128	11 000	720	20 - 250
Komunikační dosah (m)	1 000 i více	1 - 100	1 - 10	1 – 100
Výhody	Dosažitelnost, Kvalita	Rychlost, Flexibilita	Cena, Jednoduchost	Spolehlivost, Výkon/Cena

Tab. 1 Porovnání základních parametrů používaných standardních technologií [10]

2.1 Topologie sítě

Standard IEEE 802.15.4 využívá pro adresaci jednotlivých zařízení binární adresovací kódy, které mohou být buď dlouhé (64 bitů), či zkrácené (16 bitů). Lokální adresa zkráceného adresovacího kódu umožňuje v jedné síti adresovat maximálně 65535 zařízení. Každá sestavená síť je dále identifikována 16bitovým identifikátorem PAN ID, který slouží pro rozlišení překrývajících se sítí v případě, že v jednom prostoru dochází k vytvoření a sestavení více sítí standardu IEEE 802.15.4. Každou síť s unikátním PAN ID zakládá a spravuje koordinátor (centrální stanice), přičemž ostatní stanice pracují v módu koncové stanice. Každá koncová stanice může být konfigurována pro funkci směšovače nebo koncového zařízení. Podle funkčnosti se zařízení dělí na

plně funkční zařízení (FFD), která mohou zastávat funkci koordinátora nebo směšovače, a na redukovaná zařízení RFD, která mohou fungovat pouze jako koncová zařízení. [8]



Obr. 3 Typy síťové topologie ZigBee: a) hvězda, b) strom, c) síť [12]

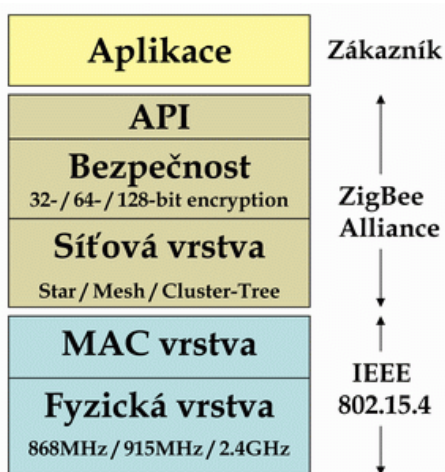
Síťová vrstva standardu je definována třemi typy síťových topologií, což znázorňuje Obr. 3. U topologie typu hvězda jsou koncová zařízení v přímém kontaktu s jedním hlavním definovaným koordinátorem. V topologii typu strom se pro přenášení dat a řízení zpráv používá hierarchické směrování. Topologie typu síť dovoluje samostatnou komunikaci mezi rovnocennými uzly, peer-to-peer. Koordinátor v topologii typu strom i síť spouští komunikaci a stanovuje parametry sítě. Pomocí ZigBee směšovačů je možno rozšířit síť.

2.2 Specifikace komunikačního standardu

Standard ZigBee je založen, stejně jako každý jiný komunikační standard, na systému OSI (Open System Interconnection). OSI model je rozdělen do tří základních částí podle toho kým jsou vymezeny.

- IEEE 802.15.4 – fyzická a linková vrstva
- ZigBee Alliance – vyšší vrstvy (síťová a transportní)
- Zákazník – zákaznické aplikace

Obr. 4 znázorňuje popis jednotlivých vrstev od nejnižší po nejvyšší. Obvykle se vrstvy popisují v opačném pořadí kvůli návaznosti pochopených zkratk z nižších vrstev, které se vyskytují v těch vyšších vrstvách. Aplikační vrstva totiž pracuje s entitami nižších vrstev.



Obr. 4 OSI model komunikačního protokolu ZigBee [10]

2.2.1 Fyzická vrstva

Fyzická vrstva je definována standardem IEEE 802.15.4., jenž definuje tři základní rádiová pásma pro použití ZigBee. Hlavním problémem je rozdílné rozložení rádiových pásem v Americe a Evropě.

- globální: pásmo ISM 2.4GHz, 16 kanálů, přenosová rychlost 250kb/s
- Amerika a Austrálie: pásmo 915MHz, 10 kanálů, přenosová rychlost 40kb/s
- Evropa: pásmo 868MHz, 1 kanál, přenosová rychlost 20kb/s

Varianta	2.4 GHz	868 MHz	915 MHz
Frekvenční pásmo	ISM		ISM
Území	Celosvětově	Evropa	Amerika
Přenosová rychlost	250 kbps	20 kbps	40 kbps
Počet kanálů	16	1	10

Obr. 5 Rádiová pásma ZigBee [8]

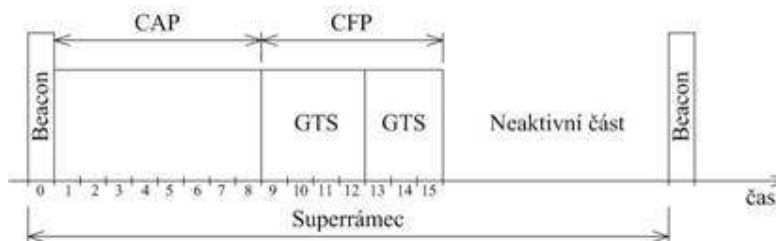
Pro přenos se datový signál moduluje metodou O-QPSK (BPSK) a přenáší se dále vzduchem, podobně jako WIFI, pomocí DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum). DSSS je technika rozptýření spektra. Pro přístup na kanál se využívá metody CSMA/CA (Carrier Sense Multiple Access/Collision Avoidance). CSMA/CA je metoda přenosu dat s několikanásobným přístupem a poslouchání nosné na přenosovém médiu.

2.2.2 Linková vrstva (MAC)

Linková vrstva provádí synchronizaci, zabezpečuje přístup na radiový kanál, ověřuje platnost rámce, potvrzuje příjem rámce, řídí spojení, generaci a rozpoznání adres.

Standart IEEE 802.14.5 dává možnost použít superrámec, jehož struktura je definována koordinátorem sítě. Superrámec vysílaný koordinátorem je ohraničený beacon rámci a je rozdělen na 16 stejných slotů. V prvním je vysílán beacon rámec. Je určen pro synchronizaci, identifikaci sítě PAN a k popisu struktury superrámce. Ve zbývajícím čase může kterékoli zařízení na základě přístupové metody CSMA-CA komunikovat. Každý superrámec může mít aktivní a neaktivní část. Během aktivní části koordinátor komunikuje s příslušnou PAN a v neaktivní části může přejít do režimu spánku (low-power mode). Aktivní část lze dále rozdělit na oblast CAP (Contention Access Period) a CFP (Contention Free Period). V době trvání CAP probíhá komunikace na základě CSMA-CA. Část CFP je složena z několika GTS (Guaranteed Time Slot), které jsou vyhrazeny pro pomalá (low-latency) a prioritní zařízení. Příklad superrámce je uveden na Obr. 6. [12]

Vysílání superrámce se může opakovat v časových intervalech 15ms až 252s.



Obr. 6 Příklad struktury superrámce [12]

Pro komunikaci jsou zde definovány čtyři typy komunikačních rámců, které jsou využívány jako řídicí nebo datové. Tyto rámce slouží:

- Data Frame – pro přenos dat, možno použít pro přenos s délkou užitečných dat 104 bytu
- Beacon Frame – pro synchronizaci a v beacon-enabled sítích k probuzení uživatelských zařízení
- Acknowledgment Frame – pro potvrzení přijatého rámce, který byl přijat úspěšně
- MAC Command Frame – ke konfigurování, nastavení a řízení klientských zařízení v síti

2.2.3 Síťová vrstva

Mezi vyšší vrstvy protokolu ZigBee se řadí vrstva síťová (NWK). Tato vrstva má za úkol zabezpečení rámců a jejich směrování k cílovým uzlům. Hledá přímé sousední uzly v rámci jednoho přeskočku a ukládá si o nich informace. V případě koordinátora sítě je zodpovědná za start sítě a přidělení adres novým zařízením.

2.2.4 Zabezpečení dat

Při přenosu přes fyzické médium může dojít k chybám. Pro odhalení těchto chyb se využívá cyklického kódu (CRC nebo FCS), kdy každý rámec je doplněn na konci o zbytek po dělení polynomem. Polynom se nachází v následujícím tvaru: $G_{16} = x^{16} + x^{12} + x^5 + 1$

Zabezpečován je celý rámec včetně jeho záhlaví. Pro zvýšení spolehlivosti přenášených dat je vysílání na fyzické vrstvě provedeno s využitím technologie DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum). Přenášená data mezi jednotlivými účastníky lze zabezpečit i proti zcizení.

Standard definuje tři režimy a to nezabezpečený přístup, zabezpečený přístup a přístup na základě práv. Když je použit přístup na základě práv, tak síť odmítá rámce od neznámých zařízení.

V zabezpečeném režimu mohou zařízení sítě využít další služby:

- přístup na základě práv
- šifrovat data pomocí AES (128 bit)
- použít MIC (Message Integrity Code)
- odmítnout opakující se rámce

2.2.5 Aplikační vrstva

Aplikační vrstva se skládá z pomocné aplikační podvrstvy (APS), objektů ZigBee (ZDO) a uživatelských aplikačních objektů definovaných výrobci. Úkolem pomocné aplikační podvrstvy je udržovat vazební tabulky, jež umožňují propojit dvě zařízení na základě jejich služeb a požadavků. Dále přeposílá zprávy mezi vzájemně párovanými zařízeními. Objekt ZigBee (ZDO) definuje roli zařízení v síti - koordinátor, směrovač nebo koncové zařízení. ZDO zavádí nebo odpovídá na žádosti spojení a zřizuje zabezpečené spojení mezi zařízeními sítě. Dále ZDO ještě zajišťuje hledání zařízení v síti a zjišťuje jimi poskytované služby.

3 Prostředí LabVIEW

LabVIEW neboli Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench je vývojové prostředí pro vytváření aplikací z oblasti měření. Tento program je označován jako grafický programovací jazyk (G jazyk) ve virtuální instrumentaci. LabVIEW je tedy vývojové prostředí na úrovni jazyka C, jen není orientován textově, ale graficky. Programovací jazyk G patří do skupiny dataflow jazyků – řízení je zprostředkováváno tokem dat. Původně byl vyvinut pro počítače Apple Macintosh v roce 1986; nyní LabVIEW pracuje na různých systémových platformách, zahrnujících Microsoft Windows, různé varianty systémů UNIX, Linux a Mac OS.

Výsledek tohoto vývojového prostředí je nazýván jako virtuální přístroj neboli Virtual Instrument (VIs). Termín VI je obdobou termínu program nebo funkce v jiných programovacích jazycích. K vytváření takovýchto programů obsahuje LabVIEW širokou sadu nástrojů pro sběr, analýzu, zobrazení a ukládání dat, řízení pohybu, zpracování obrazu, a také pro hledání a odstraňování chyb v programu. Výsledný virtuální přístroj lze uložit do tvaru EXE nebo DLL a dále jej snadno aplikovat nezávisle na vývojovém prostředí.



Obr. 7 Vývojové prostředí od firmy National Instruments

Hledisko	Tradiční přístroj	Virtuální přístroj
Funkce definuje	výrobce	uživatel
Orientace přístrojů a jejich propojitelnost	specifické podle funkcí, hlavně používané samostatně s omezenou propojitelností	Specifické podle aplikace, propojitelnost s návazností na počítačové síť a periférie
Klíčový komponent	hardware	software
Náklady na výrobu a opakovatelnost použití	vysoké	nízké, opakovatelně použitelné
Architektura	uzavřená, pevná množina funkcí	otevřená, pružná funkčnost odrážející výkonnost výpočetní techniky
Návaznost na technologický proces	pomalá – doba obměny 5 – 10 let	rychlá – doba obměny 1-2 roky
Náklady na vývoj a údržbu	vysoké, horší poměr výkon/cena	nízké, dobrý poměr výkon/cena

Tab. 2 Porovnání klasických a virtuálních měřicích přístrojů [6]

Hlavním cílem virtuální instrumentace je dočasné nebo i trvalé nahrazení technických prostředků (hardware) řešením virtuálním za přispění programových prostředků (software). Toto je umožněno zejména grafickými a vizuálními prostředky, kdy se uživateli poskytuje maximální názornost. Pomocí prostředí LabVIEW můžeme vytvářet přístroje, jejichž funkce přesně odpovídají požadavkům uživatele, neboť jsou tedy tyto funkce realizovány softwarově. Cena těchto vytvořených měřicích přístrojů je většinou nižší, než je cena klasických analogových přístrojů.



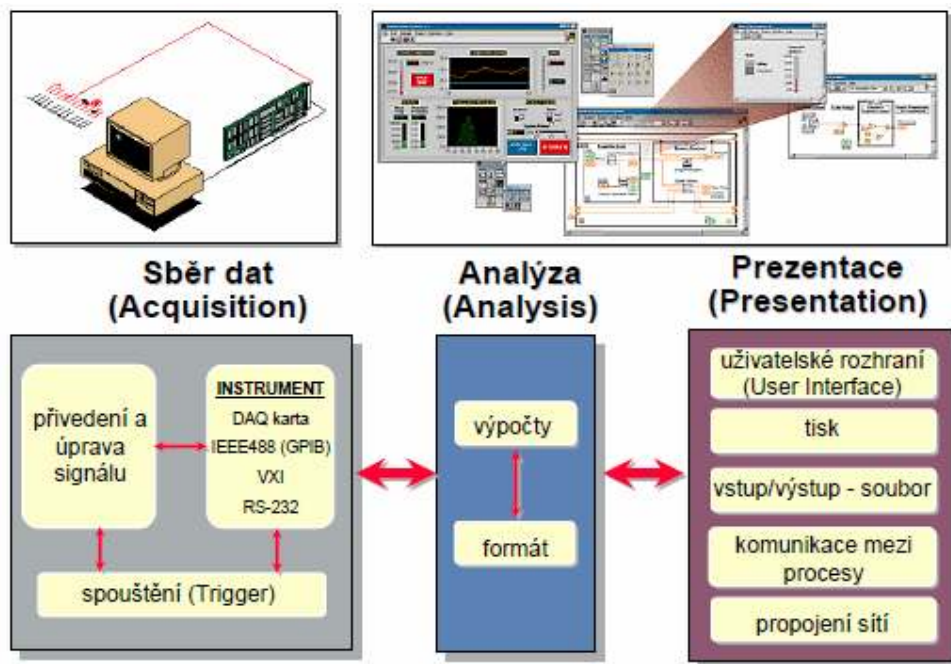
Obr. 8 LabVIEW a jeho usnadnění úloh měření v automatizaci [14]

Jak již bylo výše zmíněno, běh aplikace v LabVIEW je řízen tokem dat (data flow). Tohle řízení je charakterizováno pravidlem, že uzlový blok zahájí zpracování dat, má-li k dispozici platná data na všech svých vstupech a po zpracování je posílá ke všem svým výstupům. Jednotlivé bloky mohou pracovat i současně. Použití uvedeného pravidla umožňuje jednoduchou realizaci paralelních větví ve zpracování aplikace.

3.1 Aplikační možnosti LabVIEW

Analýzu procesu měření a zpracování měřených dat lze rozdělit do tří navazujících fází:

- 1) Sběr dat či řízení technologického procesu přes:
 - zásuvné měřicí karty
 - PLC
 - VXI, PXI měřicí systémy
 - přístroje s rozhraním RS 232 (nebo jiným sériovým rozhraním)
 - přístroje s rozhraním GPIB
 - systémy snímání obrazu
 - průmyslové I/O systémy
- 2) Analýza naměřených dat
 - digitální zpracování signálu
 - statistika
 - operace s datovými poli
- 3) Prezentace naměřených a analyzovaných dat
 - grafické rozhraní k uživateli
 - archivace v souborech
 - síťové aplikace



Obr. 9 Aplikační možnosti virtuální instrumentace [6]

3.2 Základní části virtuálního přístroje

Grafické rozhraní k uživateli plní stejnou úlohu jako čelní panel fyzického přístroje. Virtuální přístroj obsahuje ve vývojovém prostředí čelní panel a blokové schéma:

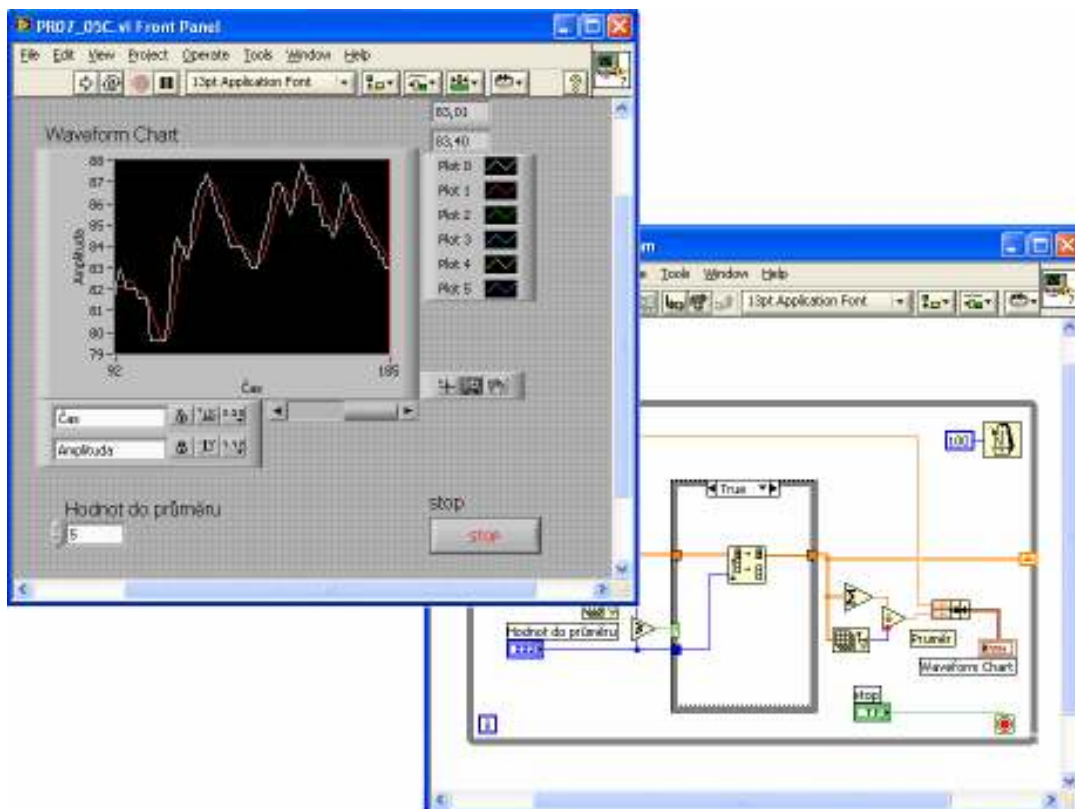
- Front Panel – simuluje *čelní panel* fyzického přístroje, obsahuje prvky pro ovládání, ovládá se pomocí myši.
- Block Diagram – *blokovým schématem* je dána činnost virtuálního přístroje. Blokové schéma je vytvořeno ikonami určujícími v koncových blocích ovládání a indikační prvky čelního panelu. Je to zdrojová podoba každé aplikace, jelikož zpracovávají procházející data.

Uživatel může mít k určitému virtuálnímu přístroji otevřena okna čelního panelu i blokového diagramu, nebo jen okno čelního panelu. Není možno mít otevřeno pouze okno blokového diagramu.

Palety programu LabVIEW jsou grafické panely obsahující různé nástroje a objekty pro vytváření VI, programů a aplikací. Palety lze posouvat po ploše obrazovky tak, jak si zvolí samotný uživatel. Rozlišují se tři druhy palet:

1. paleta nástrojů (Tools)
2. paleta ovládacích a zobrazovacích prvků (Controls) – pro čelní panel
3. paleta funkcí (Functions) – pro blokový diagram

V programu LabVIEW se vytváří uživatelské rozhraní programu pomocí ovládacích prvků a indikátorů, k čemuž vlastně slouží čelní panel. Ovládací prvky (Controls) jsou otočné tlačítka, stupnice a další vstupní zařízení. Pojmeme indikátory (Indicators) se rozumí grafy, LED diody a jiné zobrazovače. Po vytvoření čelního panelu se poté přidává programový kód, který čelní panel řídí. Tento programový kód se vytváří do okna blokového diagramu.



Obr. 10 Názorná ukázka pracovní plochy prostředí LabVIEW – blokové schéma i čelní panel

Uzlové bloky jsou v blokovém diagramu ekvivalentní příkazům klasických programovacích jazyků. Bloky se propojují pomocí signálových cest (wires). Kromě tohoto propojení existují programové struktury (structures), jež nahrazují v grafické podobě standardní konstrukce užívané v programovacích jazycích (podmíněný příkaz, přepínač, cyklus...).

Prostřednictvím signálových cest se propojují zdrojové a cílové koncové bloky. Nelze propojit navzájem dva zdrojové koncové bloky, ale lze spojit jeden zdrojový koncový blok k několika cílovým. Tvar a barva čáry reprezentující definovanou signálovou cestu rozlišuje typ proměnné, procházející daným místem.

3.3 Knihovní funkce v LabVIEW

Ekvivalentem knihovních funkcí z textově orientovaných vývojových prostředí jsou uzlové bloky zastoupené v paletové nabídce Functions v okně blokového diagramu. V uživatelském balíčku poskytuje mnoho knihoven s řadou funkcí pro sběr dat, generování a zpracování signálů, matematických operací, statistiky, analýzy a mnoha grafických prvků. Počet bloků pro pokročilé matematické funkce je obrovský.

Celý vývojový systém sestává ze základní části a rozšířené analyzační knihovny. Dále je lze doplnit i o další nadstavby pro rozšíření knihoven, např. SQL toolkit pro podporu databází, PID regulátor, VXI knihovna apod. VI knihovny jsou značeny příponou „.lib“. Tyto knihovny jsou podobné adresáři a nejsou hierarchické, tudíž nelze vytvářet knihovnu uvnitř knihovny.

3.4 Komunikace přes internet

Internet je nedílnou součástí každodenního života mnohých z nás. Vývojové prostředí LabVIEW poskytuje nástroje pro začlenění komunikace přes internet do vyvíjených aplikací. Lze tedy vytvářet distribuované systémy, jejichž jednotlivé části spolu komunikují prostřednictvím internetu. Pro tuto komunikaci můžeme využít více druhů protokolů či technologií. Při řešení problému komunikace mezi dvěma systémy lze využít tyto technologie:

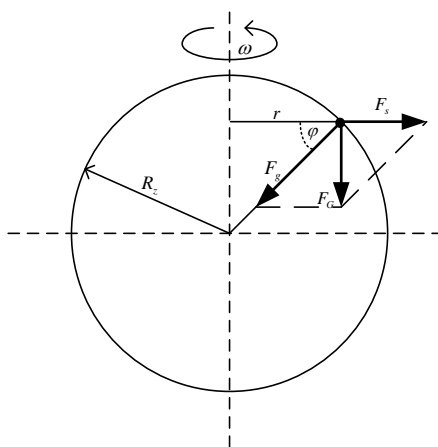
- ukládání dat do sdílených souborů
- protokol TCP/IP
- dynamická výměna dat mezi aplikacemi DDE – Dynamic Data Exchange
- technologie Active X

Nejmodernější LabVIEW vývojové verze nabízejí možnost samostatně spustitelných aplikací. Jak již bylo zmíněno, lze tedy vytvářet distribuované aplikace, které jsou snadněji implementované vzhledem k paralelní povaze G-kódu, jenž komunikují prostřednictvím schématu klient/server.

4 Měření vibrací – Akcelerometry

Akcelerometr je zařízení, jímž můžeme měřit vibrace nebo zrychlení určitého předmětu. Za primární měřenou veličinu je považováno zrychlení. Akcelerometr měří dva druhy zrychlení – dynamické a statické. Mezi dynamické lze považovat zrychlení, způsobené změnou síly na hmotu (např. i vibrace). Statické zrychlení vzniká působením gravitace Země. Tento druh zrychlení je snímán i v případě dynamického snímání, z kterého je poté nutno statické zrychlení odstranit filtrací. Dnešní integrované senzory většinou poskytují obě možnosti měření v rámci jednoho obvodu, který obsahuje i snímací prvek (senzor) a vyhodnocovací obvody.

Akcelerometr dovoluje změřit jakýkoliv mechanický pohyb, jež můžeme vztáhnout ke gravitaci. Základem je gravitační tíhové zrychlení, jehož výpočet je přiblížen v rovnicích (4.1), (4.2), (4.3). Tyto senzory poskytují měření s velkou přesností a s dostatečně rychlou odezvou.



Obr. 11 Principální schéma pro výpočet gravitačního zrychlení

Rovnice pro výpočet tíhového gravitačního zrychlení:

$$g = a_g - a_\alpha \quad (4.1)$$

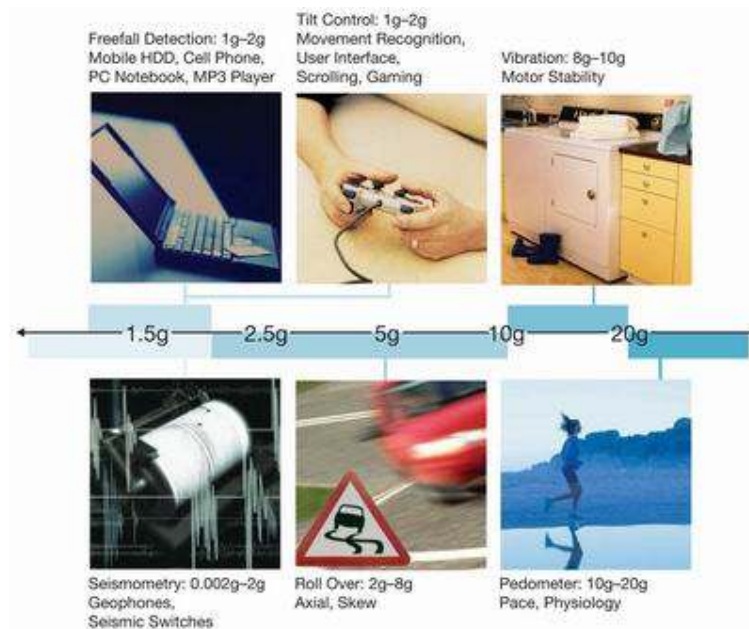
$$a_\alpha = \omega^2 \cdot r \quad (4.2)$$

$$a_g = \chi \frac{M}{(R_z + h)^2} \quad (4.3)$$

Kde: a_g ... gravitační zrychlení Země
 χ ... gravitační konstanta ($\chi = 6,67 \cdot 10^{-11} \text{ N} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-2}$)
 M ... hmotnost Země ($M = 5,98 \cdot 10^{24} \text{ kg}$)
 R_z ... poloměr země ($R = 6,37 \cdot 10^6 \text{ m}$)
 h ... výška hmotného tělesa nad povrchem Země
 a_α ... unášivé zrychlení v důsledku rotace Země
 ω ... úhlová rychlost rotace Země
 r ... vzdálenost místa na povrchu Země od osy otáčení

Snímače pohybu se používají v následujících aplikacích:

- Automobilový průmysl (airbag, zařízení pro řízení jízdní stability vozidla)
- Měření vibrací (zabezpečovací zařízení, hlídání funkce motorů, ochrana HDD)
- Měření odstředivé síly a zrychlení
- Detekce pádu, monitorování rázu při přepravě
- Měření natočení a detekce otáčení
- Navigační systémy (GPS, elektronický kompas)
- Přesné měření náklonu s rychlou odezvou
- Měření a detekce pohybu rychlosti (černé skříňky)
- Měření a detekce seismické aktivity
- Pedometr, MP3 přehrávače, přenosná elektronika, roboti
- Biomedicínská technika



Obr. 12 Možnosti využití akcelerometrů dle snímacího rozsahu

4.1 Rozdělení akcelerometrů

Akcelerometry lze dělit podle mnoha kritérií. Mezi základní dělení patří následující:

- akcelerometry se seismickou hmotou
- MEMS akcelerometry

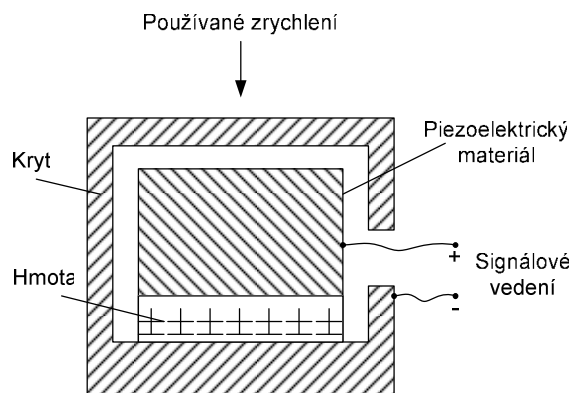
4.1.1 Akcelerometry se seismickou hmotou

4.1.1.1 Piezoelektrické akcelerometry

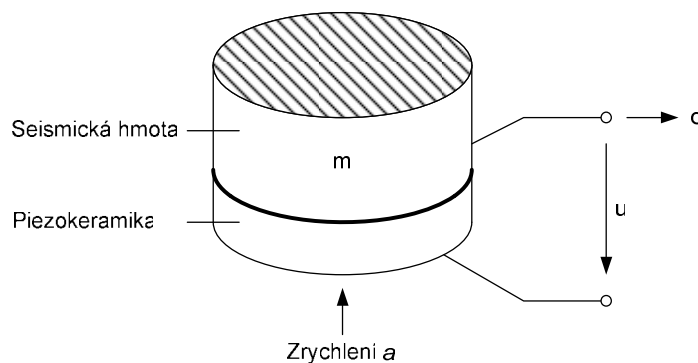
Piezoelektrické akcelerometry využívají piezoelektrický materiál – krystal, který generuje náboj úměrný mechanickému namáhání, způsobenému silou působící na tento krystal. Velikost působící síly je dána velikostí zrychlení a hmotností seismické hmoty podle Newtonova zákona. Vnitřní elektronika senzoru poté konvertuje náboj na napěťový výstup s nízkou impedancí. Jednoduchá konstrukce umožňuje připojit přístroj na jednoduchý vyhodnocovací obvod. Tyto snímače nemohou být použity pro měření konstantního zrychlení, jelikož nedokáží měřit frekvence nižší než 0,1Hz. [18]

Principálně využívá piezoelektrický akcelerometr dvou hlavních částí – piezoelektrický materiál (snímač měřící zrychlení) a seismickou hmotu. Seismická hmota převádí dle Newtonova zákona hodnotu zrychlení na sílu ($F=m \cdot a$).

Jedna strana piezoelektrického materiálu je upevněna na tuhou podpěru základny senzoru. Seismická hmota je připevněna na piezosnímač (eventuálně také k druhé straně pouzdra – Obr. 13). Když je akcelerometr vystaven zrychlení, pak generovaná síla F , působící na piezoelektrický element způsobí napětí na výstupu senzoru. Piezoelektrický efekt tímto generuje na výstupu náboj q úměrný působící síle. Výstupní signál úměrný akceleraci senzoru, jelikož má seismická hmota konstantní hmotnost. Pokud je akcelerometr pevně upevněn k testovanému objektu, měří jeho zrychlení. Akcelerometr popisuje nábojová citlivost B_{qa} či napěťová citlivost B_{ua} (viz. Obr. 14).



Obr. 13 Blokové schéma principu piezoelektrických akcelerometrů [18]



Obr. 14 Princip piezoelektrických akcelerometrů [18]

4.1.1.2 Piezorezistivní akcelerometry

Využívá piezorezistivní materiál místo piezoelektrického krystalu a jeho prostřednictvím převádí sílu od seismické hmoty na změnu odporu. V integrovaných piezorezistivních akcelerometrech se využívá sítě leptaných měřicích piezorezistivních snímačů, jež jsou zapojené do Wheatstonova můstku. Piezorezistivní akcelerometry mají výhodu proti piezoelektrickým v tom, že mohou měřit i konstantní zrychlení.

Piezorezistivní akcelerometry jsou charakteristické malou velikostí, velkou šířkou pásma, velkou přesností, lineárním výstupem, nízkou cenou, snadnou integrací senzoru a elektroniky, citlivostí na zrychlení menší než jedna setina gravitačního zrychlení.

Nejpoužívanější princip je založen na použití ohybu jednoho konzolového nosníku z piezorezistivního křemíkového materiálu vlivem působícího zrychlení. Ohybem se mění odpor, který je vlastně měřen. Změna odporu může být měřena změnou úbytku elektrického napětí. Takto změřené zrychlení je ve výsledku převedeno na elektrický napěťový signál.

4.1.2 MEMS akcelerometry

Technologie MEMS je ve své podstatě spojení integrovaných obvodů, mechanických elementů, senzorů, akčních členů, řídící a vyhodnocovací elektroniky na jeden křemíkový substrát prostřednictvím různých výrobních technologií. Zatímco elektronické části jsou vyráběny "tradičními" technologiemi typu CMOS, Bipolar nebo BiCMOS, mikromechanické části jsou zhotovovány prostřednictvím technologií různého selektivního leptání nebo implementováním nových vrstev. Přínosem technologie MEMS je především zmenšení rozměrů a nízká spotřeba snímačů vyráběných pomocí této technologie. [17]

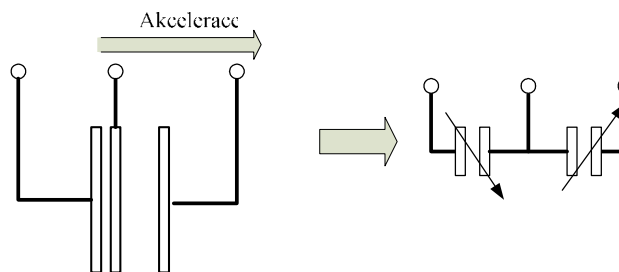
K výhodám MEMS akcelerometrů se řadí malé rozměry, nízká spotřeba, vysoká mechanická odolnost, kompaktnost, nízká cena při velkých sériích. V dnešní době jsou používány tři způsoby výroby MEMS struktur – před vlastním procesem CMOS, v jeho průběhu nebo až po dokončení tohoto procesu. Výrobní proces se většinou skládá ze sekvence operací, při kterých se postupně formují požadované mechanické struktury, jako jsou nosníky, ozubená kolečka, ložiska, tyčky apod.

Technologie MEMS nalézá uplatnění v mnoha oborech – automobilový průmysl, medicína, optoelektronika, další průmyslové i neprůmyslové aplikace. Vzájemné interakce mechanické pohyblivé struktury, vyhodnocovací digitální a analogové elektroniky používají akcelerometry, gyroskopy, oscilátory, rezonátory a optoelektronické přepínače.

4.1.2.1 MEMS akcelerometry s proměnou kapacitou

Princip je založen na změně kapacity vnitřního proměnného integrovaného kondenzátoru, vlivem působící síly vzniklé zrychlením pouzdra senzoru. Struktura obvodu zahrnuje polykřemíkový mikromechanický senzor a technologii BiMOS integrované obvody pro zpracování signálu ze senzoru. Struktura tohoto senzoru umožňuje měřit kladná i záporná, gravitační i dynamická zrychlení.

Samotný integrovaný senzor je vlastně povrchová mikromechanická polykřemíková struktura (nosník, pružiny, pevné úchyty) "plovoucí" na povrchu křemíkového monokrystalu. Křemíkové pružiny umožňují pohyb celé mechanické struktury po povrchu monokrystalu a zároveň poskytují mechanický odpor síle vzniklé zrychlením. Prohnutí a deformace takovéto struktury je převedena na změnu kapacity diferenciálního kondenzátoru. Ten je složen z dvou pevných desek a desky pevně spojené s deformujícím se nosníkem. [4]



Obr. 15 Základní princip kapacitního akcelerometru

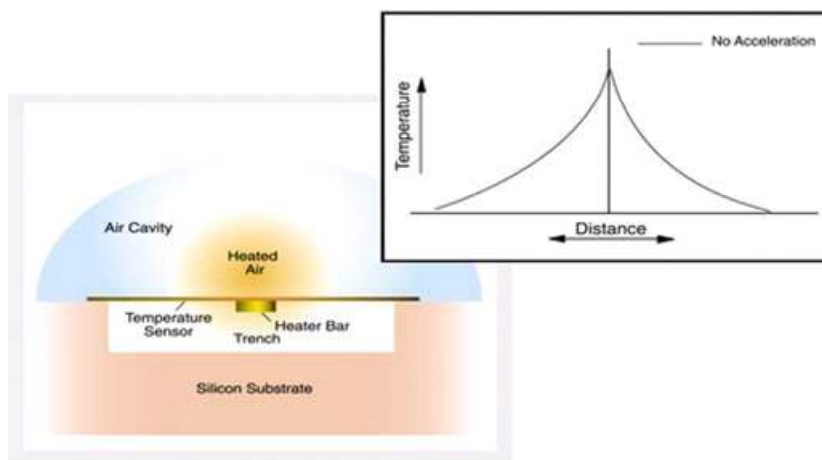
Působení zrychlení ve výsledku mění vzdálenost pohyblivé elektrody kondenzátoru. Tím se mění kapacita senzoru v závislosti na intenzitě zrychlení, jak znázorňuje Obr. 15.

4.1.2.2 MEMS akcelerometry tepelné

Tepelné akcelerometry využívají základní fyzikální princip, který se v podobné verzi používá u kalorimetrických průtokoměrů. Jde o přenos tepla v plynu a snímání rozložení teploty v okolí zdroje tepla. Topné tělísko zahřívá okolní vzduch ve vzduchové komoře na konstantní teplotu. Rozložení teploty v závislosti na vzdálenosti od topného tělíska je měřené teplotními snímači. Ty jsou realizovány soustavou termočlánků hliník/polykrystalický křemík umístěné v pravidelných rozestupech. Celá tato soustava je implementována ve vyleptaném prostoru křemíkového substrátu. Celý senzor, včetně vyhodnocovací elektroniky, je plně integrován na jednom CMOS čipu senzoru, v jednom pouzdře. [16]

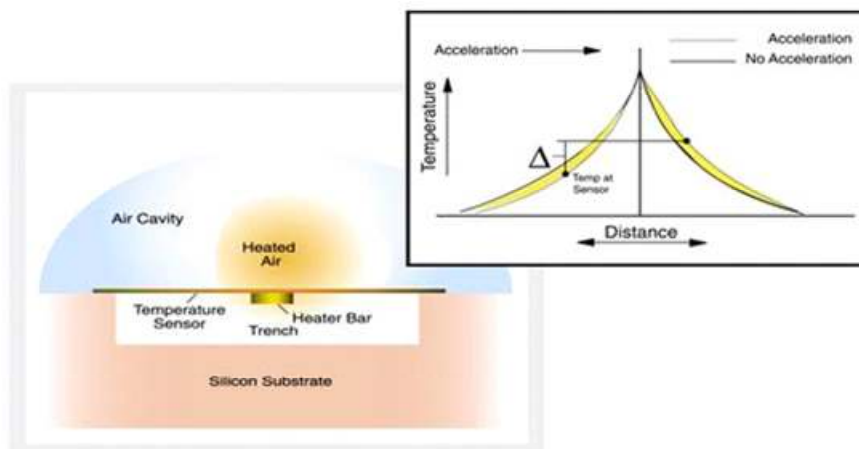
Mezi výhody tohoto druhu akcelerometru lze zařadit velkou odolnost (vydrží bez újmy zrychlení až 50000g), velký provozní teplotní rozsah ($-40 - +80^{\circ}\text{C}$), velká citlivost na okolní změnu teploty, stejná citlivost nezávisle na typu senzoru a výrobci. Senzor neobsahuje žádné mechanické pohyblivé prvky.

Nevýhodou je vliv změny okolní teploty na citlivost. Teplota v dutině senzoru je nastavena s ohledem na ochlazování stěnami, jenž jsou v kontaktu s teplotou okolního vzduchu. Jestliže se okolní teplota zvýší nebo naopak sníží, bude i vzduch v dutině více zahříván či ochlazován a rozdíl uvnitř snímané teploty nebude odpovídat jen pohybu (zrychlení) senzoru. K vyloučení tohoto jevu se využívají různé způsoby, většinou je to kompenzace externím snímačem teploty. Některé akcelerometry však mají na čipu umístěn pro tento účel vlastní teplotní snímač, který je vyvedený na vnější vývody.



Obr. 16 Klidový stav teplotního akcelerometru [16]

V klidovém stavu teplotního akcelerometru nedochází k žádnému pohybu samotného senzoru nebo soustavy, ke které je pevně připevněn, je zahřátý vzduch rovnoměrně kulově rozložen okolo topného tělíska. Tuto situaci znázorňuje Obr. 16.



Obr. 17 Dynamický stav teplotního akcelerometru při detekci pohybu a měření [16]

Jestliže se s akcelerometrem začne pohybovat a vznikne zrychlení v osách X nebo Y, tak dochází vlivem setrvačnosti vzduchu k jeho posuvu vůči pohybující se komoře. Dochází k „posuvu oblaku zahřáté vzduchu“ proti směru pohybu senzoru. Vlivem tohoto jevu se krátkodobě změní rozložení teploty měřené teplotními snímači. Vzniká teplotní rozdíl proti klidovému stavu. Z prostorového poklesu či nárůstu teploty je možno zjistit směr pohybu a z teplotního rozdílu rychlost pohybu nebo velikost zrychlení (viz. Obr. 17). Lze tedy měřit pohyb (rychlost, zrychlení, náklon) jen ve dvou osách X a Y, protože rozložení teploty se měří jen plošně.

5 Návrh a realizace měřicího řetězce

Předchozí kapitoly byly věnovány teorii o způsobu uchovávání krevních derivátů, možnostech snímání vibrací na roštích třepaček trombokoncentrátů a dalších tématech, které jsou důležité pro pochopení spojitostí v praktické části (bezdrátová technologie ZigBee, vizualizační program LabVIEW).

Tato kapitola, zabývající se návrhem a realizací měřicího řetězce, je rozdělena do dvou hlavních pododdílů:

- samostatné snímání vibrací z třepaček krevních derivátů – popis měřicího systému a jeho jednotlivých částí v rámci Krevního centra FNO
- přenos měřených dat pomocí vzdálené komunikace na centrální server, jež je zpřístupněný klientům požadující data

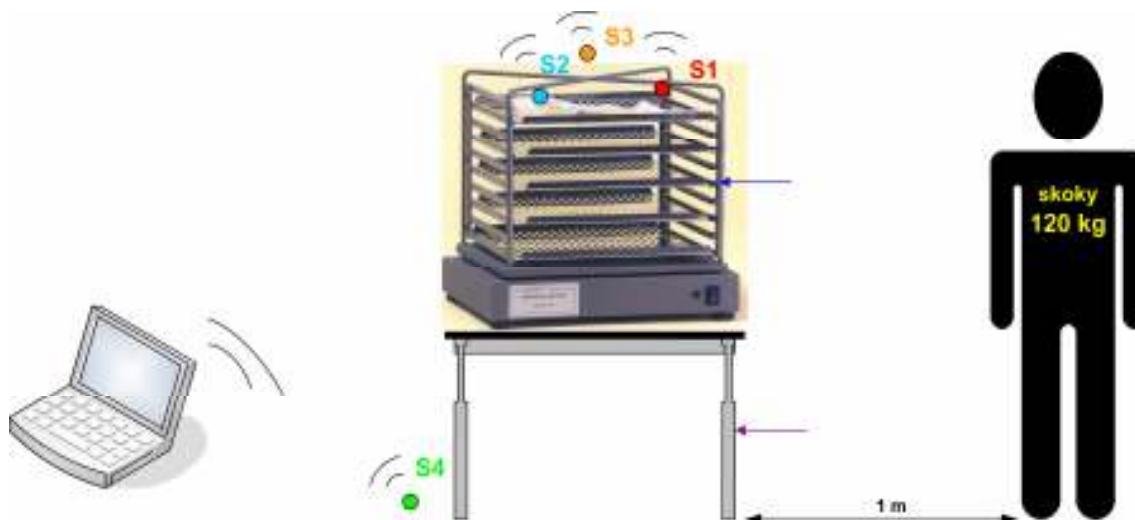
5.1 Měřicí řetězec v rámci Krevního centra

Měřicí řetězec použitý pro ověření technické správnosti a funkčnosti třepačky byl realizován na oddělení Výroba transfuzních přípravků FNO. Praktické provedení tohoto měřicího řetězce je znázorněno na Obr. 18. Zde je v pravé části místnosti umístěn přístroj Horizontal agitátor RL 45-B od firmy Tool. V levé části obrázku lze sledovat počítač, který bezdrátově prostřednictvím ZigBee modulu snímá vibrace z akcelerometru umístěného v této třepačce. V místnosti se dále nachází přístroj UE 650 od firmy Scientific, na němž probíhalo také měření.



Obr. 18 Pracoviště Krevního centra FNO - oddělení Výroba transfuzních přípravků

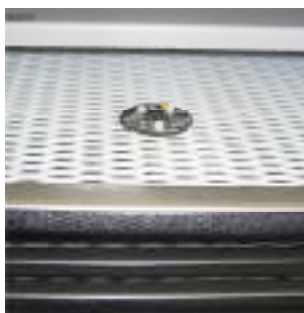
Na třepačkách krevních derivátů tedy byly snímány vibrace pomocí akcelerometrických senzorů. Snímání bylo realizováno na různých místech uvnitř třepaček či jejich blízkém okolí. Na Obr. 19 je detailněji vystihnuta situace měřicího řetězce, jelikož zde jsou vyznačeny místa snímacích bodů. Naměřená data byla z akcelerometrů bezdrátově přenášena do počítače na frekvenci 2,4GHz prostřednictvím technologie ZigBee. Díky této technologii je eliminována problematika spojená s kabely a pohybovým omezením. Přenos dosahuje do vzdálenosti 20m přes dvě zdi nebo poschodí (viz. Kapitola 5.1.2).



Obr. 19 Měřicí řetězec v místnosti třepaček

Při snímání akcelerometrických dat byl senzor umístěn na těchto místech:

- S1** - v horním roštu třepačky (viz. Obr. 20)
- S2** - na fyziologickém roztku v horním roštu třepačky
- S3** - nahoře třepačky
- S4** - na zemi v místnosti třepaček



Obr. 20 ZSTAR3 při umístění v horním roštu třepačky

Při snímání byly pro ověření technických předpokladů aplikovány tyto okolní vlivy (po dobu 10 sekund):

- údery na boční straně třepačky (o velikosti cca 7 J)
- úder do stolu umístěného pod třepačkou (o velikosti cca 10 J)
- skoky o hmotnosti 120kg ve vzdálenosti 1m od přístroje
- středně silný náraz rukou do třepačky
- chůze od dveří u vstupu místnosti k třepačce a zpět
- postavení láhve o objemu 400ml na třepačku

5.1.1 Třepačky v Krevním centru FNO

Jak již bylo výše zmíněno, v Krevním centru FNO se vaky s destičkovým koncentrátem mohou uchovávat za neustálého třepání ve dvou přístrojích. Jedná se o Horizontal agitator RL 45-B od firmy Tool či o přístroj UE 650 Helmer (forma Scientific, Anselma – Industrie).

Důležitý je fakt, že destičkový koncentrát skladujeme v tromboagitátoru při teplotě $+20$ až $+24^{\circ}\text{C}$, samozřejmě za neustálého třepání vaku. Proto je po vložení transfúzního přípravku nutno zapnout krom běhu tromboagitátoru i FALCON, jenž ve Fakultní nemocnici Ostrava slouží jako centrální monitorovací systém, zaznamenávající zmíněnou teplotu či zastavení běhu přístroje. U přístroje RL 45-B lze sledovat teplotu přímo nad přístrojem (Obr. 21 vlevo), čímž je vychýlení teploty v době vkládání trombokoncentrátu ihned rozpoznatelné.



Obr. 21 Horizontal agitator RL 45-B od firmy Tool

Použití	vodorovné míchání
Rychlost	60kmitů/min
Napětí	24 V, 50 Hz
Příkon	15 VA
Kapacita	48 ks vaků - 400 ml
Rozměr roštů (mm)	450 x 30
Rozměry zařízení (mm)	52 x 370 x 400 (š x hl x v)
Hmotnost zařízení	1kg
Teplota okolí pro funkci zařízení	$+22^{\circ}\text{C}$ ($+10^{\circ}\text{C}$; -5°C)
Relativní vlhkost	45 - 60%
Atmosférický tlak	100kPa (4kPa)

Tab. 3 Technické údaje přístroje Horizontal agitator RL 45-B [21]

Třepačka je elektromechanické zařízení skládající se z kovového skeletu upraveného lakováním práškovou barvou. Dále obsahuje synchronní elektromotor s převodovkou, která přes excentr a kliku pohybuje s horní deskou s rámem, kde jsou zasunuty rošty na vaky. Zařízení je dále vybaveno optoelektronickou ochranou, která hlídá vodorovný pohyb zařízení. V případě zastavení mechanismu se zapne akustický alarm a odpojí se napájení elektromotoru. [4]



Obr. 22 Třepačka UE 650 Helmer

5.1.2 Senzorová část měřicího řetězce

Pro snímání vibrací na roštích třepaček bylo využito dvou možných variant. První variantou byla sestava ZSTAR3 od firmy Freescale. Druhou možností pro měření bylo použití akcelerometru MMA7260Q od firmy Freescale a modul XBee od firmy MaxStream. Změřená data se poté z obou těchto senzorů porovnávala a byla téměř totožná.

5.1.2.1 Vývojový kit ZSTAR3

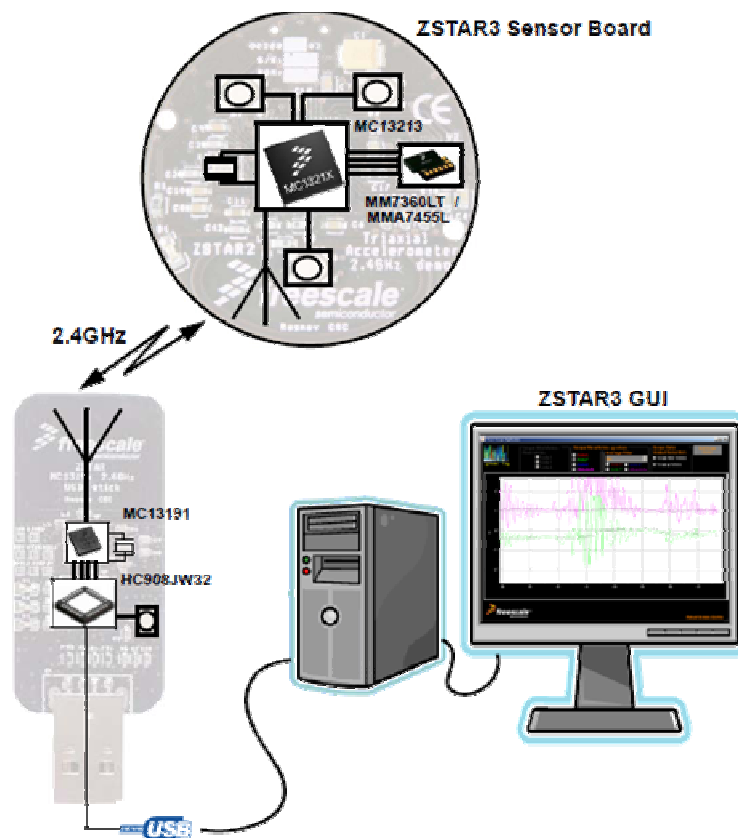
ZSTAR3 je kapacitní analogový senzor měřící zrychlení, jehož výsledkem jsou data tří os - X, Y a Z (viz. Kapitola 4.1.2.1). Bezdrátový přenos dat je uskutečňován pomocí technologie ZigBee. Komunikace se senzorem tedy probíhá bezdrátově na frekvenci 2,4GHz.

Sledování měřených veličin na třepačkách v reálném čase umožňuje software, který je dostupný k sestavě ZSTAR3 (viz. příloha). Uložení dat získaných při měření rozšiřuje možnosti pro jejich další zpracování a následné vyhodnocování.



Obr. 23 ZSTAR3 od firmy Freescale [19]

Vysílací modul (senzor) je složen z akcelerometru, tří tlačítek, CPU a vysílače. Desky s vysílačem jsou osazeny analogovým akcelerometrem, který je tří-osový. Přijímač podporuje HID třídy zařízení. K jednomu počítači je možné připojit až 16 senzorů.



Obr. 24 Blokové schéma systému ZSTAR3 [19]

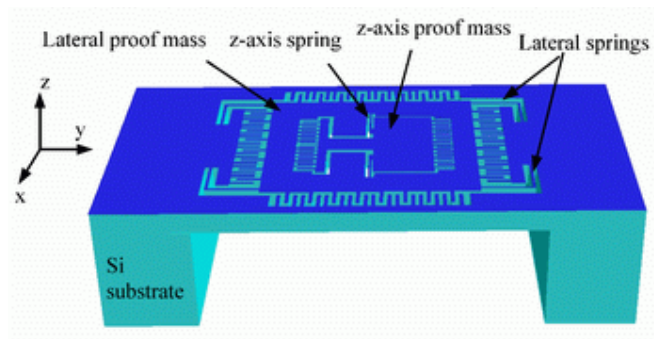
Vlastnosti a funkce systému ZSTAR3:

- snímání zrychlení ve třech osách
- bezdrátová komunikace v pásmu 2,4GHz
- RF protokol podporuje až 16 senzorů pro jeden přijímač
- nastavitelná rychlost přenosu ze senzoru – 30, 60 nebo 120Hz
- bezdrátový dosah 20m přes dvě stěny a jedno patro
- auto-kalibrační funkce senzoru
- 8-bit nebo 16-bit pracovní mód
- přijímač připojen k PC pomocí USB

HID třída – myš pro systém Windows, klávesnice

virtuální sériový port – rozhraní pro GUI a sériový port terminál

- spotřeba: v klidovém režimu méně než 900nA
při spuštění 1,8 – 3,9mA v závislosti na rychlosti přenosu dat
- napájení baterií o velikosti mince - umístěná z druhé strany desky senzoru – CR2032 3V



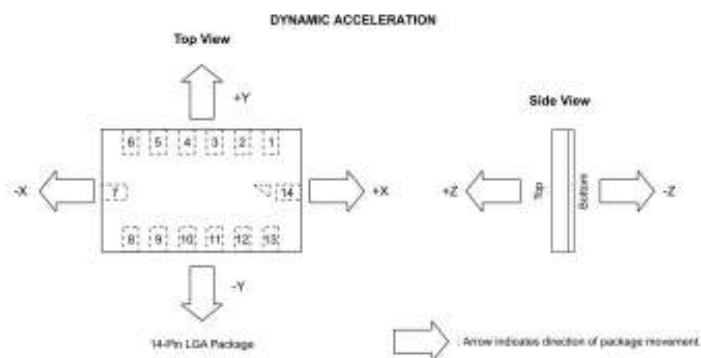
Obr. 25 3D struktura akcelerometru – měření zrychlení v osách X, Y a Z

Akcelerometr MMA7360L

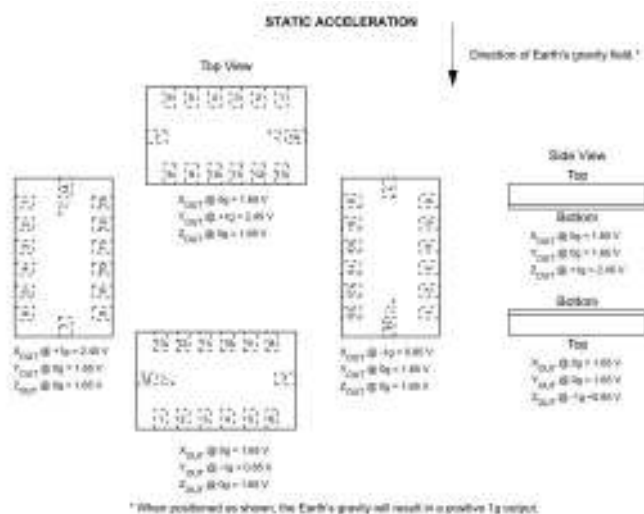
Akcelerometry řady MMA7360L využívají MEMS strukturu, která zajišťuje měření v osách X, Y i Z. Dominují přepínatelným rozsahem, vysokou citlivostí, malými rozměry pouzdra LGA a nízkými náklady. Analogové výstupy jsou doplněny logickým výstupem, jenž detekuje nulové zrychlení 0g. Měřicí rozsah se přepíná logickou úrovní napětí (0 nebo 1) na vstupu g-Select.

Funkce akcelerometru MMA7360L:

- Akcelerometr 3D (X, Y, Z) s analogový výstupem
- Rozměry: 3 x 5 x 1 mm, pouzdro: 14pinové LGA (Land Grid Array)
- Nízká spotřeba proudu: 400μA, při úsporném režimu: 3μA
- Výstupní napětí při zrychlení 0g: 1,65V
- Přepínatelný rozsah: 1.5g / 6g
- Vysoká citlivost: 800mV/g na 1,5g
- Detekce zrychlení 0g (ochrana proti volnému pádu)
- Reakční doba: 0,5ms
- Test vlastní funkce (Self-test function)
- Vstupy - logické:
 - nastavení rozsahu (g-Select)
 - sleep mód
 - self test
- Výstupy:
 - signálové analogové napěťové Xout, Yout, Zout
 - logický signál - detekce zrychlení 0g
- Odolnost proti přetížení až 5000g
- Měření statické i dynamické zrychlení
- Ekologicky preferovaný výrobek
- Napájecí napětí: 2,2V – 3,6V
- Provozní teplota: -20°C až +85°C



Obr. 26 Přiřazení os dynamického zrychlení [20]



Obr. 27 Měření gravitačního zrychlení – výstupní napětí při různém natočení [20]

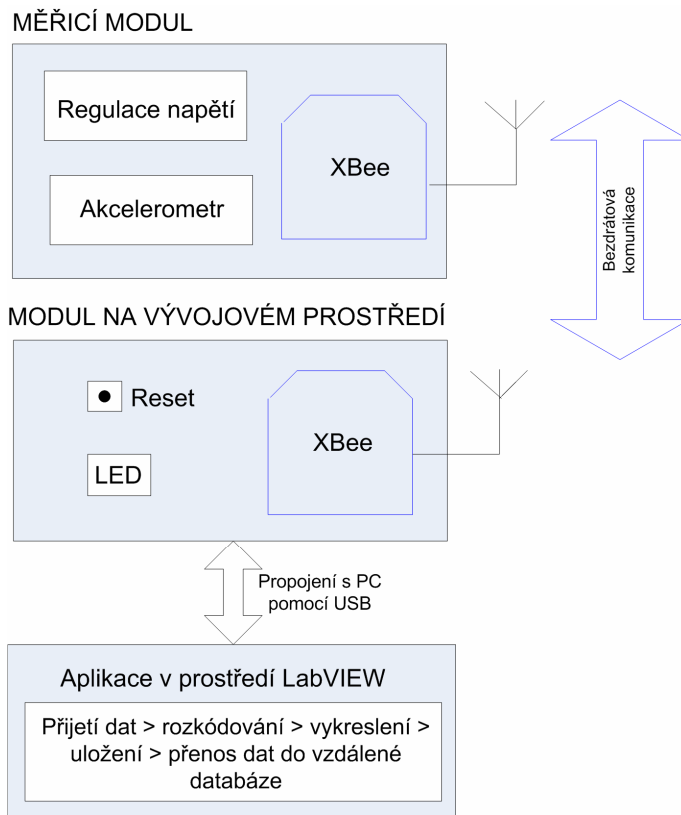
5.1.2.2 Měřicí deska s akcelerometrem MMA7260Q a modulem XBee

Použité senzorové zařízení není přínosem této práce, ale pochází z bakalářské práce (roku 2007), na kterou odkazují viz. Literatura [4]. Odtud byly čerpány hardwarové zdroje a software pro komunikaci, jenž byl upraven pro měření.



Obr. 28 Zařízení o rozměrech 66x47x24 mm [4]

Zařízení komunikuje bezdrátově se základním vývojovým prostředím do několika desítek metrů. Pro tuto bezdrátovou komunikaci slouží ZigBee moduly. Základní deska vývojového prostředí je připojena k PC přes sériovou linku (RS-232). Uživatelé jsou poskytovány základní informace o stavu zařízení pomocí svítivých LED diod.



Obr. 29 Schéma telemetrického systému

Telemetrický řetězec se skládá ze dvou modulů XBee (ZigBee od firmy MaxStream). První modul je umístěn na vyrobené měřicí desce, jenž obsahuje akcelerometr (MMA7260Q od firmy Freescale), který měří zrychlení. Při pohybu celou deskou umístěnou na roštech třepaček se naměřená data z akcelerometru pomocí XBee vysílají do následujícího bloku telemetrického řetězce. V poslední části tohoto telemetrického řetězce je blok aplikace LabVIEW, který umožňuje komunikaci se sériovým rozhraním i s vytvořenou MySQL databází.

Měříme tedy zrychlení z 3-osého akcelerometru (X, Y, Z). Jsou zde tři vzorky, pro $IT = 3$. Dále vzorkovací frekvence musí být zvolena co největší. XBee dokáže vzorkovat max. 1kHz, z čehož vyplývá 100Hz pro tři vstupy. V přepočtu to činí 10ms. Nastavuje se $IR = 10$. [4]

Akcelerometr MMA7260Q

MMA7260Q je levný senzor zrychlení s možností externího nastavení a změny rozsahu v pevných krocích $\pm 1.5g/2g/4g/6g$ přivedením logických úrovní napětí 0 nebo 1 na dva vstupy g-Select. Dále je součástí senzoru vyhodnocovací logika, provádějící převod působícího zrychlení na výstupní napěťový signál.

Hlavní parametry MMA7260Q:

- Napájení: 3.3V, cca 500 μ A, sleep mód = 3 μ A
- Rozsah měření zrychlení: $\pm 1.5g / 2g / 4g / 6g$ v osách X, Y, Z
- Výstup: napěťový signál 1.65 V při 0g (teplotní drift $\pm 2 \text{ mg}/^\circ\text{C}$)
citlivost 200 až 800mV/g (teplotní drift $\pm 2 \text{ } \%/^\circ\text{C}$)
- Max. zrychlení bez poškození senzoru: $\pm 2000g$
- Frekvenční šířka pásma měření zrychlení: osy X a Y = 350Hz, osa Z = 150Hz
- Teplotní rozsah: -20°C až $+85^\circ\text{C}$
- Nelinearita: max. $\pm 1 \text{ } \%$ plného rozsahu
- Pouzdro: 16pin QFN, rozměry 6 x 6x 1.45 mm

[4]

ZigBee XBee – MaxStream

MaxStream vstupuje na český trh se svými ZigBee/802.15.4 moduly. Moduly jsou určeny do aplikací, které vyžadují rychlostně nenáročnou bezdrátovou komunikaci na vzdálenost několika desítek až stovek metrů při nízkém proudovém odběru.

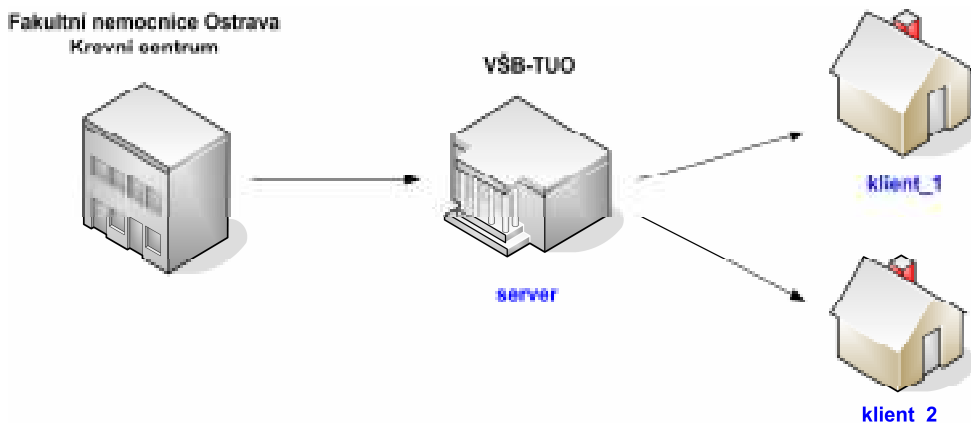
	XBee™
Frekvence	2,4GHz
Dosah – zástavba	cca do 30m
Dosah - přímá viditelnost	cca do 100m
Vysílaný výkon	1mW (0dBm)
Přenosová rychlost RF	250kbps
Přenos. metoda/modulace	DSSS/QPSK
Citlivost	-92dBm
Napájecí napětí	2.8 – 3.4V
Typický proud (při 3.3V)	
TX	45mA
RX	50mA
hibernate	<10uA (při 3.0V)
sleep	<50uA (při 3.0V)
pracovní režimy	pohotovostní, vysílací, přijímací a konfigurační
režimy přenosu dat	transparentní a API mód
podporované topologie sítí	point-to-point, point-to-multipoint, peer-to-peer, mesh
počet přepínaných kanálů	16
počet uzlů	65535/ kanál
rozměry	(2.438cm x 2.761cm)
teplotní pracovní rozsah	-40°C až 85°C
typ antény	SMD, prutová, U. FL konektor
certifikace	ETSI, FCC, IC

Tab. 4 Základní parametry XBee [4]

5.2 Přenos měřených dat - vzdálená komunikace

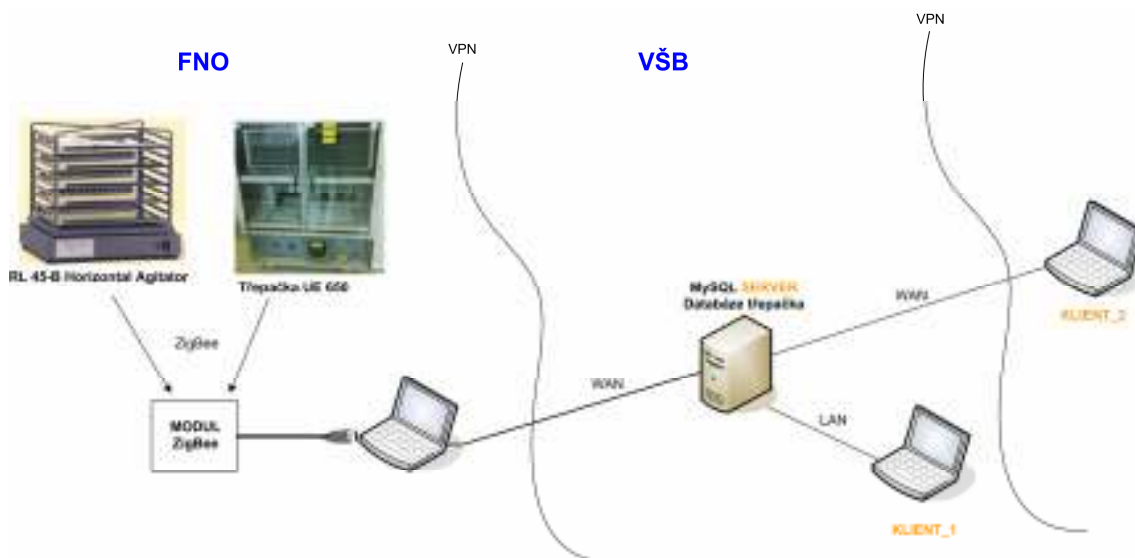
Přenos dat v rámci Krevního centra z třepaček krevních derivátů byl zprostředkováván pomocí bezdrátové komunikace ZigBee, kdy se naměřená data z akcelerometrů ukládala do počítače přes USB port. Další přenos dat se již týká vzdálené komunikace, která byla uskutečněna pro neustálý on-line dohled.

V počítači umístěném v Krevním centru byla naprogramována aplikace, jež umožňuje ukládání naměřených dat do databáze *trepacka* na server. Z této databáze mohou klienti opět prostřednictvím vytvořené aplikace příslušná data načítat a případně je dále zpracovávat. K vytvoření použitých simulačních aplikací byl využit program LabVIEW.



Obr. 30 Schéma vzdáleného přenosu dat

V dnešní době je velká část databází zpřístupněná vzdáleně. Databáze s názvem „trepacka“ je centrálně umístěna na školní půdě VŠB. Pro přístup k tomuto serveru je tedy zapotřebí intranet nebo internet s klientským programem VPN, prostřednictvím kterého lze získat přístup do vnitřní sítě VŠB-TU. Typ databáze spadá pod MySQL a je vytvořena nástrojem phpMyAdmin, který umožňuje jednoduchý internetový přístup a manipulaci s databází. Databáze „trepacka“ poskytuje v neposlední řadě změřená akcelerometrická data uživatelům, kteří chtějí dále s těmito surovými daty pracovat.



Obr. 31 Detailní schéma přenosu dat

5.2.1 Programová realizace

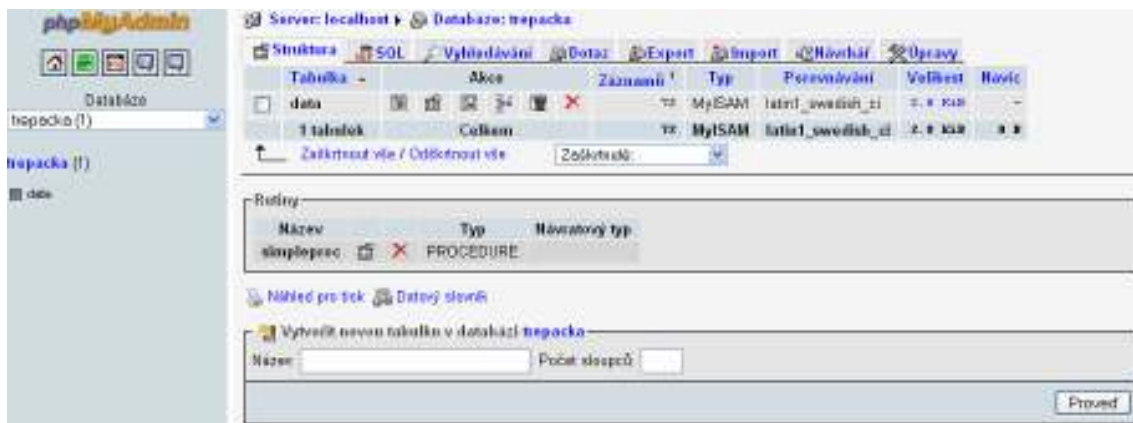
Jak již bylo zmíněno, k vytvoření programových aplikací bylo využito prostředí LabVIEW – verze 8.2. Také bylo nutno nainstalovat program VI Package Manager a MySQL Server. Prostřednictvím VI Package Manager byla začleněna knihovna sql_LV_plus.

5.2.1.1 phpMyAdmin - MySQL

MySQL je jeden z nejrozšířenějších databázových systémů. MySQL pracuje na podobném principu jako klient-server. Ve své podstatě je jedno, zda klientská i serverová aplikace běží na stejném počítači nebo na různých. Vzájemná komunikace se serverem probíhá pomocí TCP/IP, prostřednictvím intranetu či internetu s využitím VPN klienta.

phpMyAdmin je nástroj napsaný v PHP jazyce, umožňující správu obsahu databáze MySQL prostřednictvím webového rozhraní. Umožňuje tvorbu a odstranění databází a tabulek, přidávání a editaci datových polí, spouštění libovolných SQL příkazů, správu klíčů polí, správu privilegií a export dat v různých formátech.

Po přihlášení do aplikace phpMyAdmin se načte úvodní stránka administrace, na které lze zjistit informace o databázi – stav, procesy, proměnné apod. V databázi „trepacka“ je již vytvořená tabulka „data“. V této tabulce jsou sloupce x, y, z, t a přesný čas, což jsou údaje pořízené při akcelerometrickém měření na třepačkách krevních derivátů.



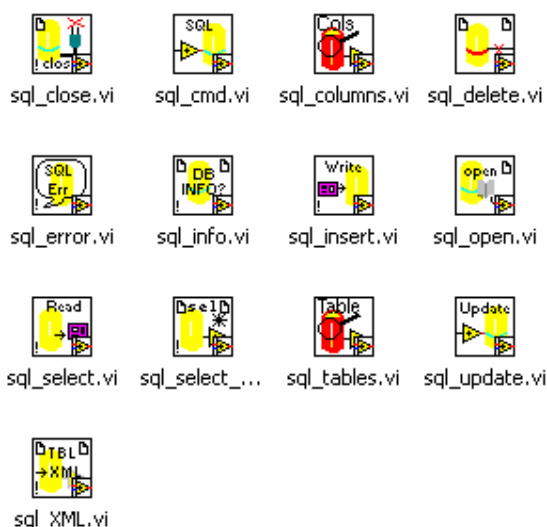
Obr. 32 Úvodní stránka databáze třepačka

5.2.1.2 Knihovna sql_LV_plus

Komunikace mezi programem LabVIEW a MySQL serverem byla zrealizována pomocí modulu sql_LV_plus. Knihovna obsahuje asi 13 modulů pro vstup a výstup dat, umožňuje také zpracování chyb. Pomocí této knihovny můžeme zjednodušit výměnu dat mezi jednotlivými aplikacemi díky propojení LabVIEW aplikace s MySQL založenou databází „trepacka“.

Tato knihovna má tři základní funkce:

- Umožňuje uživateli LabVIEW vložit data do databáze (INSERT),
- dále lze získat nebo načíst data ze své databáze (SELECT),
- použije libovolné SQL databáze.



Obr. 33 Ikony knihovny sql_LV_plus k použití v programu LabVIEW

K začlenění knihovny sql_LV_plus byl použit program VI Package Manager. VI Package Manager je správce balíčků pro program LabVIEW a vývojové prostředí, které poskytuje standardní formát pro distribuci LabVIEW nástrojů a knihoven. VI Package Manager je tedy nástroj určený pro snadnou správu knihoven.

5.2.2 Vlastní program - software v programu LabVIEW

Použití sql_LV_plus knihovny v LabVIEW lze shrnout do jednotlivých kroků:

- otevření komunikace
- čtení či zápis
- uzavření komunikace

V programu LabVIEW byly vytvořeny aplikace, které slouží:

- ke sběru dat z modulu ZigBee do místního počítače a jejich následné vysílání do databáze „trepacka“
- pro čtení dat z databáze „trepacka“

5.2.2.1 Aplikace ke sběru dat, jejich ukládání do databáze a čtení z databáze

Kód určen pro měření je převzat z již zmíněné bakalářské práce a je upraven do kompaktního formátu, vhodného ke spuštění a vykonání potřebných operací k navázání spojení s databází. Samotný program nejdříve čte a vybírá pakety, které jsou poté ukládány do pole řádků. Z tohoto pole jsou vybírána a dále tříděna měřená data pomocí funkcí násobení a součet. Pro každou osu (X, Y, Z) jsou data vybírána způsobem odpočtu pozice od počátku. Tyto data jsou hned po výběru převedena z hexadecimálního čísla na decimální. Desítkové naměřené hodnoty jsou nadále ukládány do pole a následně vykreslovány do grafu, kde je pro přehlednost znázorněn aktuální průběh pro každou z os X, Y i Z.

Pro umožnění propojení LabVIEW aplikace s MySQL založenou databází a jejich následnou komunikací je nutno nejprve vytvořit spojení s databází. Každá operace spojení vyžaduje mít zadány jako vstupní údaje parametry uvedené v Tab. 5. Aktivně lze navázat spojení s databází

prostřednictvím funkce SQL Open VI. Poté co je komunikace s databází navázána, je možné vysílat data s využitím funkce SQL Write VI. Pro ukončení spojení s databází slouží funkce SQL Close VI. Po ukončení komunikace není možné nadále data vysílat.

adresa připojení	bmeng.vsb.cz
Port	3306
jméno databáze	trepacka
typ databáze	MySQL
uživatelské jméno	trepacka
Heslo	*****

Tab. 5 Parametry nutné ke spojení s databází

Při spuštění software je umožněn prostřednictvím dialogového okna uživateli výběr, ke kterému COM portu se vývojová deska s XBee připojila. Zadává se tedy číslo sériové linky, z které bude program načítat data. Před zvolením COM portu je tedy nutné tento fakt nejdříve ověřit v Správci zařízení.

Aplikace pro čtení dat je určená pro klienty, kteří chtějí načítat naměřená data z databáze. Opět pro umožnění spojení s MySQL databází je nutnost zadání parametrů uvedené v Tab. 5. Po vytvoření spojení může klientská aplikace načítat data z databáze. Aktivně lze opět navázat spojení s databází prostřednictvím funkce SQL Open VI. Poté co je komunikace s databází navázána, je možné data vyčítat z databáze s využitím funkce SQL Select VI. Zde se zvolí, z kterých sloupců tabulky, umístěné v databázi, chceme data číst.

5.2.2.2 Shrnutí a popis k vizualizačním aplikacím

V blokovém schématu je spojení s databází reprezentováno ikonami z knihovny sql_LV_plus. Publikující aplikace zapisuje data na server a přijímací aplikace tyto data ze serveru vyčítá. Obě části mohou být na stejném počítači, ale v našem případě jsou aplikace rozmístěny na dvou až třech počítačích v závislosti na počtu klientských uživatelů. Tím je i zaručena zvýšená bezpečnost oddělením komunikace od počítače, na kterém běží měření přímo ve FNO. Přístup k datům v databázi je dán přístupovými kódy, bez kterých se s serverem nelze spojit.

Výsledná aplikace pro čtení dat z databáze je uživatelsky vyobrazena v čelním panelu samotného prostředí LabVIEW. Při exportu dat je možné uložení do MS Excel pro dokumentaci a další zpracování.

Realizace programu je součástí elektronické přílohy diplomové práce

6 Zpracování a vyhodnocení měřených dat

6.1 Popis dat a způsob měření

Data byla zaznamenána měřením vibrací na krevních třepačkách Krevního centra ve Fakultní nemocnici Ostrava. Vibrace byly naměřeny v rostech třepaček a jejich blízkém okolí – nahoře třepačky, na zemi v místnosti třepaček, na trombokoncentrátu apod. (viz. Obr. 19). Snímáno bylo zrychlení ve třech osách X, Y, Z pomocí akcelerometrických senzorů. Záznamy byly snímány na dvou krevních třepačkách - Horizontal agitator RL 45-B a UE 650 (viz. Kapitola 5.1.1). Před umístěním senzoru do přístroje a samotným měřením byla vždy provedena kalibrace senzoru.

Data s pomocí ZSTAR3 byla změřena při následujícím nastavení senzoru MMA7361L:

- g stupnice (scale): 1,5
- vzorkovací frekvence: 30, 60 nebo 120 Hz
- Rozhraní: analogové

6.2 Zpracování dat

Signálem se rozumí určitá fyzikální kvalita nebo kvantita, která zprostředkovává informaci. Signálem je tedy každá fyzikální veličina schopná přenášet zprávy, popřípadě informace. Původní signál, jdoucí z roštů třepaček krevních derivátů, vznikl odvozením z mechanické veličiny, čímž bylo zrychlení.

6.2.1 Pracovní prostředí – systém MATLAB

Pro vyhodnocení a zpracování dat byl použit program MATLAB, což je programové prostředí pro vědeckotechnické výpočty, návrhy algoritmů, simulace, modelování, analýzu a prezentaci dat, měření a zpracování signálů. Důležitou částí MATLABu je knihovna známá pod názvem Signal Processing Toolbox. Tato sada nástrojů může zjednodušit a umožnit výpočty frekvenční analýzy signálů či posloupností, filtraci, modulaci a demodulaci. Taký dále řeší oblasti návrhu filtrů, zobrazení amplitudových a fázových charakteristik, apod. Všechny signály v MATLABu jsou signály číselnými, jelikož se vždy jedná o množinu čísel. Zpracování získaného signálu dále vychází tedy z matematického zpracování křivek.

6.2.2 Analýza signálů v časové oblasti

Výsledkem zrychlení akcelerometrických senzorů jsou naměřené hodnoty, které jsou vyobrazeny ve třech časových osách (X, Y, Z). Od akcelerometru se očekává, že bude citlivý na zrychlení v požadovaném směru. Například akcelerometr měřící v ose X, měří parazitně i v rovině Y a Z. Tato citlivost je vyjádřena poměrem v nepožadovaných směrech vůči směru požadovanému a způsobuje mnohdy určitou chybu měření. V případě pohybu roštů třepaček je však pravděpodobná dominance zrychlení v ose X a ostatní dvě osy jsou závislé na chvění roštů v pracovním režimu.

Vzhledem k velkému objemu získaných dat se obvykle neanalyzuje celá nahrávka, ale jen vhodně vybraná část nebo několik částí záznamu. Analyzovaný úsek se určoval buď zcela náhodně anebo v momentech, kdy byly při snímání akcelerometrických dat aplikovány okolní vlivy z důvodu ověření technických předpokladů přístroje. Délka vybraných úseků závisí na účelu analýzy, zpravidla byly analyzovány 30 či 60 sekundové záznamy s 5 sekundovými názornými ukázkami.

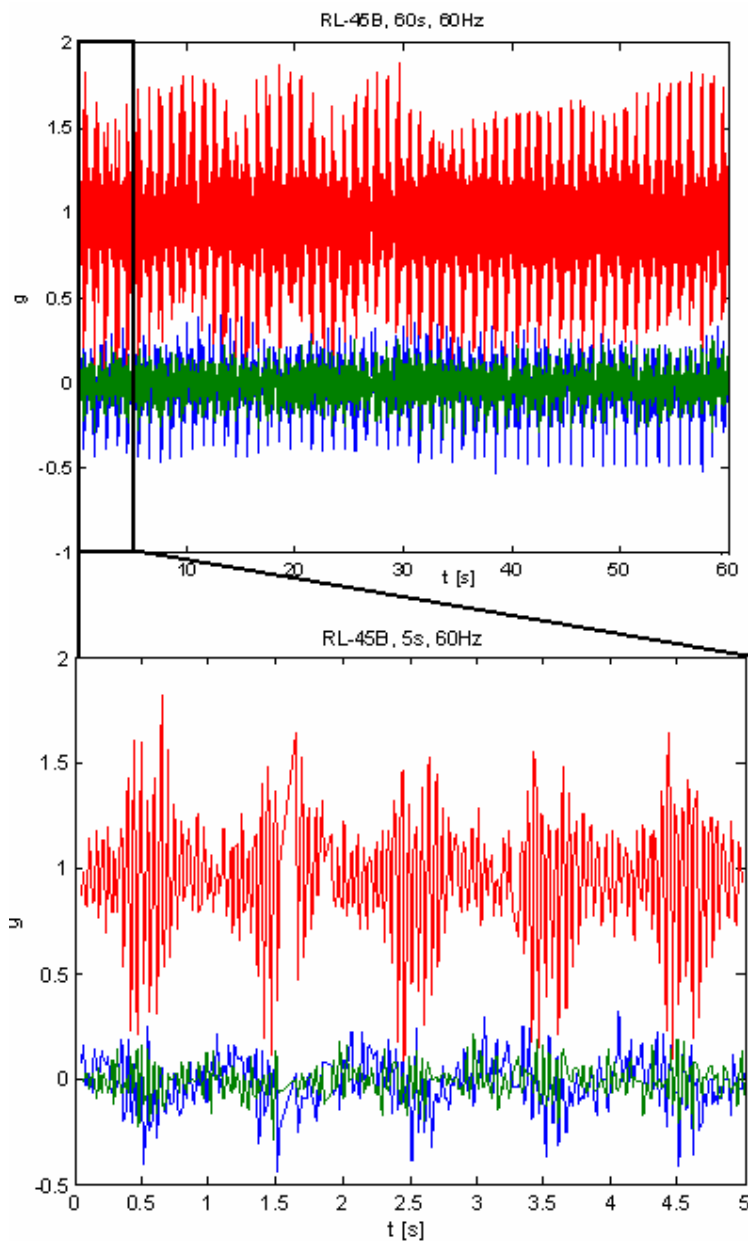
Legenda k následujícím grafickým zobrazením:

Modrá křivka – osa X – měření ve směru horizontálním

Zelená křivka – osa Y – měření ve směru vertikálním

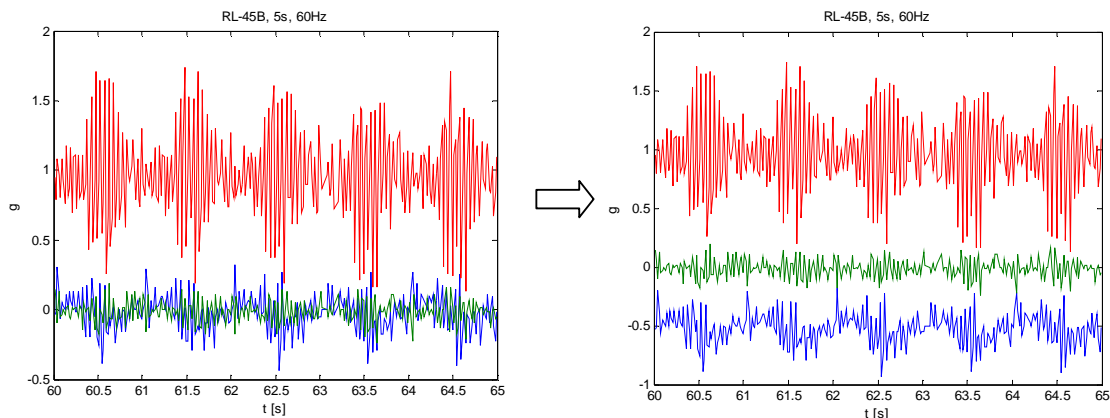
Červená křivka – osa Z – měření ve směru axiálním

Jednotkou měření je g. Pokud by uživatel požadoval výstup v jednotkách m/s^2 , stačí výslednou hodnotu vynásobit hodnotou g, která má v naší zeměpisné šířce velikost 9,81.



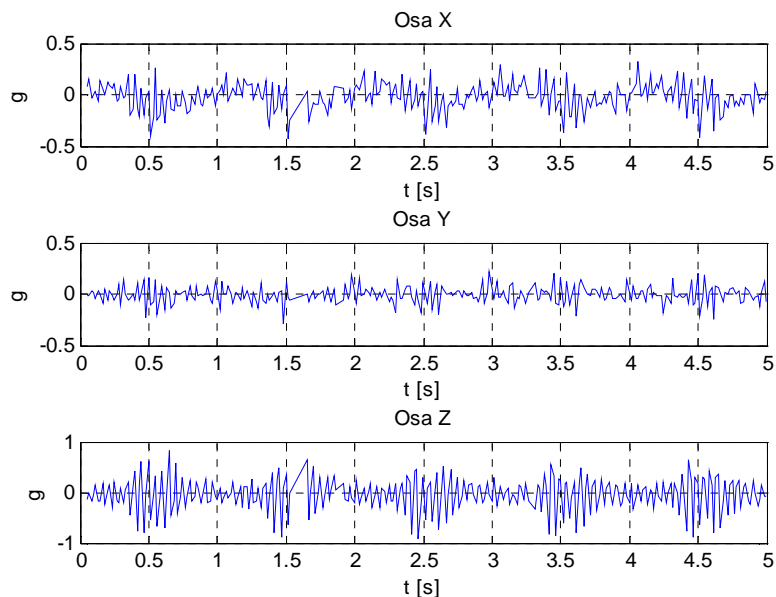
Obr. 34 Časový průběh od 0 do 60s zvětšen do názornějšího úseku od 0 do 5 s

Na Obr. 34 je graficky vyobrazen časový průběh, kde je jako vstupní signál brán akcelerometrický záznam všech tří os (X, Y, Z). Tento signál byl snímán na roštu třepačky RL 45-B při vzorkovací frekvenci 60Hz. Na tomto obrázku je ve vrchní části názorně uveden záznam v rozmezí 0 až 60s. Poté z úseku 60s byl vybrán záznam o délce trvání 5s.



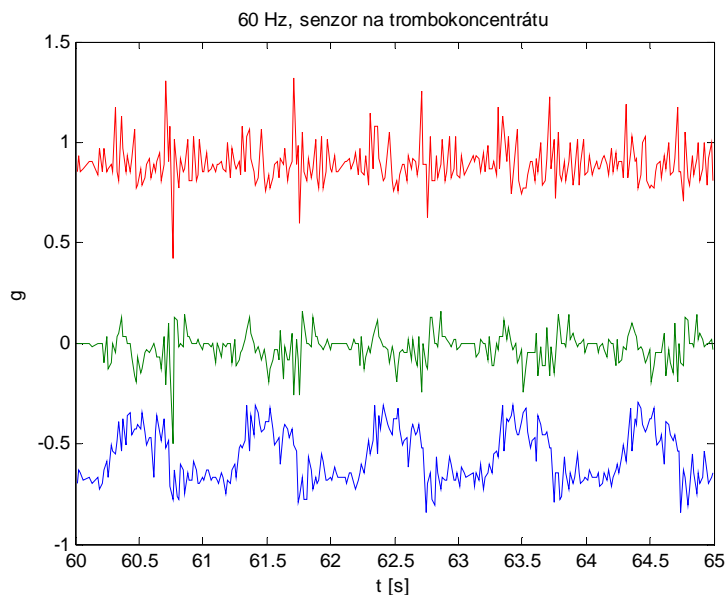
Obr. 35 Schématické znázornění odstranění překrytí osy x a y, kdy osa x se posunula o -0,5g

Pro lepší viditelnost a celkovou orientaci se ve většině případů provádělo posunutí osy X nebo Y (modrá nebo zelená křivka). Na Obr. 35 je uveden případ, kdy byla osa X posunuta o -0,5g. Kdežto na následujícím grafickém vyobrazení (Obr. 36) je tento problém eliminován vykreslením každé osy do jednotlivého okna. Zde byla v ose Z odečtena hodnota o velikosti 1g, aby bylo možno objektivně porovnat výchylky přetížení.



Obr. 36 Časový záznam všech tří os X, Y a Z (s posunutím osy Z o -1g)

Senzor byl umístěn taktéž přímo na trombokoncentrátu - 1TU (vak o objemu 250ml krevních destiček). Na ose X (modrá křivka) je viditelný sinusový průběh, kdy se krevní destičky protřepávaly z jedné strany vaku na druhou při rychlosti roštu jeden kmit za sekundu.



Obr. 37 Senzor umístěn na trombokoncentrátu (posunutí osy X o -0,5g)

6.2.3 Spektrální analýza

Cílem analýzy signálů je výpočet požadovaných parametrů nebo charakteristik signálů. Při analýze signálů však v mnohých případech nelze vystačit s parametry a charakteristikami, vypočtenými v originální (časové) oblasti. Aby bylo možno získat podrobnější poznatky o signálech, pomáháme si spektrální analýzou. Spektrální analýza má za úkol nalézt popis signálu pomocí jeho složek ve spektrální oblasti, což je poté doplňkem analýzy v časové oblasti. Znalost spektrálního popisu je důležitá, jelikož umožňuje vysvětlit řadu praktických jevů, které by jinak bylo obtížné vyjasnit. Signál může být charakterizován jako funkce frekvence. Takové vyjádření se nazývá frekvenční spektrum, které umožňuje analýzu ve frekvenční oblasti. Vzájemná souvislost signálu a jeho spektra je matematicky či algoritmicky založena na využití mnoha různých transformací. Nejčastěji se využívá Fourierova transformace, jejíž aplikací můžeme získat kmitočtové spektrum daného signálu.

V kmitočtové oblasti se získávají kmitočtová spektra signálu (Fourierova transformace), analyzují se podíly jednotlivých složek a jejich změny. Při vzorkování je samozřejmostí dodržení vzorkovacího teoremu. U zpracování dat pomocí frekvenční analýzy jsou výsledné parametry frekvence a amplituda.

6.2.3.1 Vibrační analýza s využitím FFT transformace

Fast Fourier Transform neboli FFT je jeden ze základních algoritmů číslicového zpracování signálu. Jak již bylo stručně zmíněno, Fourierova transformace převádí signál na jeho spektrum, čímž realizuje rozklad signálu do kmitočtových složek.

DTFT (Discrete-time Fourier transform) – Fourierova transformace s diskretním časem:

$$X(\Omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{-jn\Omega} = DTFT\{x[n]\} \quad (6.1)$$

Fourierova transformace diskretní v čase váže diskretní signál (posloupnost) $x[n]$ a spojitou periodickou komplexní funkcí – spektrum $X(\Omega)$ signálu $x[n]$. Spektrum je v důsledku definice dvoustranné.

Inverzní DTFT – IDTFT:

$$x[n] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} X(\Omega)e^{jn\Omega} d\Omega = DTFT^{-1}\{X(\Omega)\} \quad (6.2)$$

Přímá Fourierova transformace DFT (Discrete Fourier Transform) je vzorkovaná v n bodech $\omega_k = \frac{2\pi k}{N}$ a je definována následovně:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-j\frac{2\pi kn}{N}}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (6.3)$$

Tato rovnice definuje algoritmus, který vezme pole N komplexních čísel (případě pole N reálných čísel a N imaginárních čísel) a vrací pole N komplexních čísel.

Inverzní DFT je definována jako přímý výpočet DFT znamená N^2 operací. FFT algoritmus vyžaduje ($N \cdot \log N$) operací, pokud je N mocninou 2:

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k)e^{j\frac{2\pi kn}{N}}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (6.4)$$

MATLAB obsahuje funkce `fft` a `ifft`, které slouží k výpočtu diskretní Fourierovy transformace a zpětné Fourierovy transformace.

6.2.3.2 Spektrální hustota výkonu (PSD)

U náhodných signálů se místo pojmu spektrum zavádí spektrální výkonová hustota neboli PSD. Spektrální výkonová hustota popisuje rozložení hustoty výkonu signálu v závislosti na frekvenci. Je definován odhad výkonové spektrální hustoty, jež lze určit prostřednictvím rychlé Fourierovy transformace:

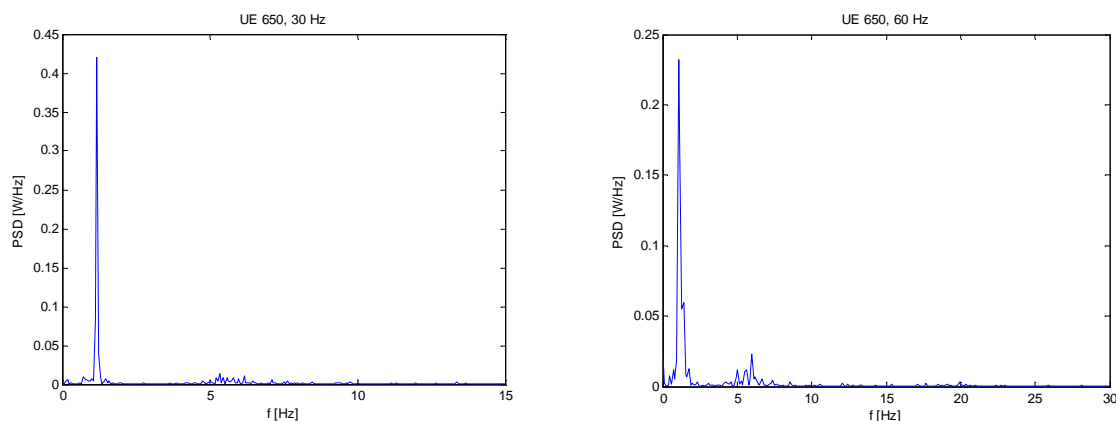
$$P_{XX} = \frac{|FFT(x, N_s)|^2}{N} \quad (6.5)$$

Odhad P_{XX} je periodogram, kde x je analyzovaný signál, N_s je počet bodů FFT a N je počet vzorků signálu x .

Z naměřených dat je k dispozici nekonečné množství vzorků signálu. Při výpočtu PSD se počítá jen se vzorky, které mají konečný časový interval. Jelikož definiční vztahy PSD počítají signál z celé časové osy, bude spočítaná PSD z konečného úseku odhadem skutečné hodnoty PSD.

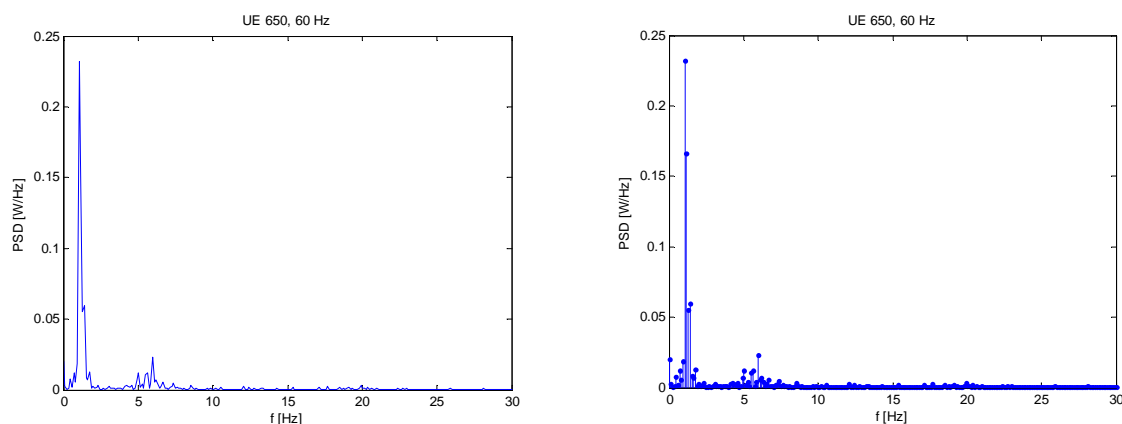
Jelikož je známo, že rošty obou třepaček vykonávají pohyb jeden kmit za sekundu (ve vodorovném směru „dopředu a zpět“), lze vypočíst předpokládanou dominantní frekvenci ve výsledně vypočtených spektrech: $f \approx \frac{1}{T} \approx \frac{1}{1s} \approx 1\text{Hz}$, kde T je přibližná perioda.

Pro reálný signál je spektrum jednostranné. Pro vzorkování analogového signálu s možností jeho plného obnovení je nutno dodržet Shannon – Kotělníkův teorém: $f_{vz} > 2f_{max}$ (vzorkovací frekvence musí být alespoň dvakrát vyšší než je maximální frekvence rekonstruovaného signálu). Výsledky provedené analýzy výkonových spekter třepačky UE 650 jsou znázorněny na následujícím Obr. 38, kdy byla brána v úvahu dominantní osa X (v horizontálním směru ze záznamu 60s s odstraněním stejnosměrné složky signálu) se zvoleným FFT pro $N = 2^m = 512$.



Obr. 38 PSD přístroje UE 650 se vzorkovací frekvencí 30 Hz (vlevo) a 60 Hz (vpravo)

Ve spektrech jsou viditelné dominantní špičky, které odpovídají frekvenci 1 Hz, který se jeví jako nejvýraznější frekvenční složka. Ostatní frekvenční složky jsou méně významné. Nejsou zde žádné zvýšené frekvence, které by ovlivňovaly chod tromboagitátoru z pohledu vibrací. Protože signál je reálný, vrací PSD pouze frekvence od 0 do $f_{vzorkovací}/2$ (Nyquistova frekvence).



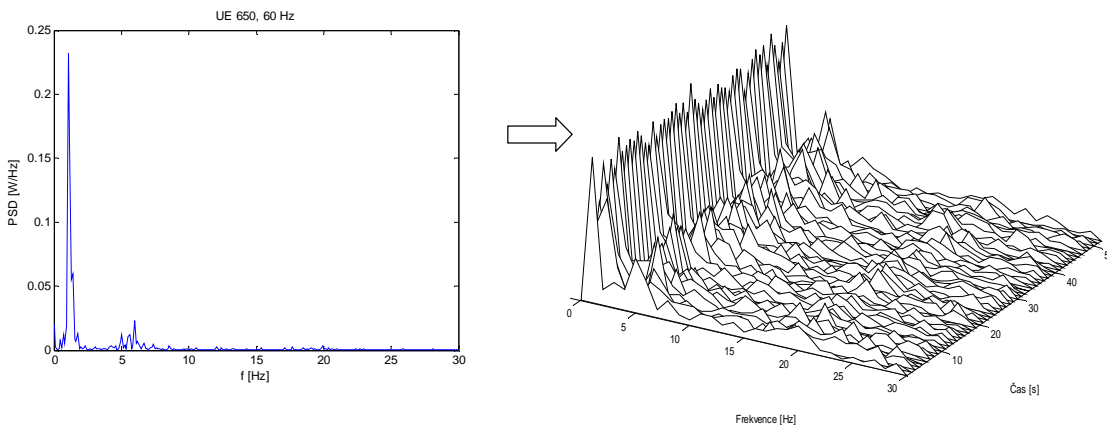
Obr. 39 PSD třepačky UE 650 se vzorkovací frekvencí 60 Hz pomocí vykreslovací funkce v programu MATLAB figure (vlevo) a stem (vpravo)

6.2.4 Časově-frekvenční analýza (zhuštěné spektrální kulisy – CSA)

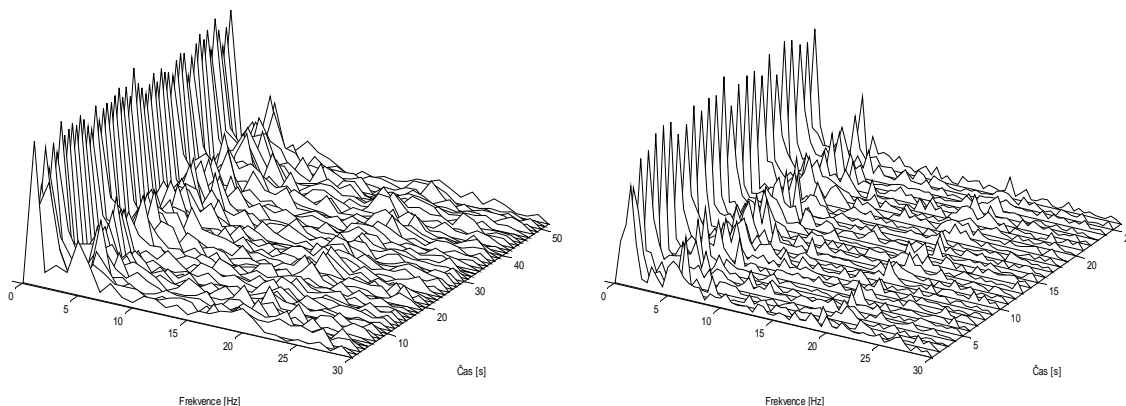
Klasická spektrální analýza signálů ve Fourierově smyslu předpokládá, že analyzovaný signál se v průběhu rozboru nemění z hlediska frekvenčního obsahu. To znamená, že vždy při výpočtech spekter je uvažován celý signál. V případě dat naměřených na třepačkách krevních derivátů je délka signálu neúměrně dlouhá a jde o signál s parametry proměnnými v čase. Záznamové zařízení na výstupu snímače je připojeno nepřetržitě s místním počítačem, což je velmi dlouhý záznam dat pro výpočet FFT z celého zápisu. Proto se využívá výpočet spektra v jiném než Fourierově smyslu, anebo se použije Fourierova analýza, ale rozdělí se originální signál na úseky konečné délky. Nad každým tímto úsekem se provede Fourierův rozbor.

Metoda zhuštěných spektrálních kulis slouží pro zobrazení frekvenční oblasti v trojdimenzionální projekci. Postupně se počítají frekvenční křivky z úseků délky 2 až 4 sekundy. Takto vypočtené frekvenční křivky se pak postupně vykreslují jedna za druhou v pseudo-trojrozměrné projekci – $(f, t, \text{PSD}(f))$. Pomocí metody CSA je možno sledovat posun a změny frekvenčních komponent v průběhu času – popis dynamického chování signálu ve spektrální oblasti. Výhodou je uspořádané zpracování dat, které mají delší úsek záznamů.

Na Obr. 40 je nastíněn rozdíl mezi PSD a CSA, kde lze názorně v případě CSA vidět, jak se jednotlivé spektrální složky mění v čase. Jak je viditelné, jde o krátkodobá spektra jednotlivých úseků signálu řazena za sebou. Obr. 41 zobrazuje tento případ pro jednosekundové a dvousekundové úseky.



Obr. 40 Výkonová spektrální hustota vztažena k času - PSD (vlevo) na CSA (vpravo)



Obr. 41 Ukázky CSA pro jednosekundové (vlevo) a dvousekundové úseky (vpravo)

6.2.5 Vazby mezi třepačkami - korelační koeficient

Při analýze signálu lze taktéž využít korelační analýzu, která zkoumá vztahy mezi dvěma různými signály, jenž byly zaznamenány současně. Aby bylo možné stupeň lineární závislosti mezi dvěma signály pocházející z třepaček porovnat, není nutno počítat přímo korelační funkci, ale korelační koeficient:

$$\rho_{xy}(i, j) = \frac{C_{xy}(i, j)}{\sqrt{\sigma_x(i)\sigma_y(j)}}, \quad (6.6)$$

kde C_{xy} je kovariance (střední hodnota součinu odchylek dvou signálů od jejich středních hodnot) a σ je rozptyl.

Pro praktické výpočty korelačního koeficientu byl opět použit program MATLAB. Korelační koeficient může nabývat hodnot od -1 do 1, kdy 1 znamená úplnou korelaci, -1 inverzní korelaci a 0 nekorelovanost signálu. Korelace signálu sama se sebou (autokorelace) je vždy rovna 1.

Odpověď MATLABU v okně Command Window po doběhu programu:

Třepačka UE 650	$R_u = 1$
Třepačka RL 45-B	$R_r = 1$
Porovnání obou třepaček (z 1000 vzorků)	$R = 1.0000 \quad 0.1507$
	$0.1507 \quad 1.0000$

Program MATLAB vrátil matice hodnot 2 x 2. Matice R má na pozicích R_{11} a R_{22} hodnoty rovné 1, což jsou autokorelační koeficienty posloupností příslušných akcelerometrických signálů, tedy vzájemné korelační koeficienty posloupností samotných se sebou. Na pozicích R_{12} a R_{21} jsou hledané korelační koeficienty třepaček UE 650 – RL 45-B.

Jak již bylo výše zmíněno, korelační koeficient nabývá v případě lineární (pozitivní, resp. negativní) závislosti obou veličin mezních hodnot ± 1 . Nulovou hodnotu má korelace při nezávislosti obou snímaných signálů, kdy obojí polarita je stejně pravděpodobná. Z hodnot blížící se nulové korelaci však nezávislost jednoznačně neplyne, ale je možno předpokládat, že vazba mezi těmito signály je velmi slabá. Při porovnání signálů z obou třepaček, kdy bylo pracováno se soubory o 1000 naměřených hodnotách (vzorcích), což odpovídá záznamu o velikosti cca 20s, byl zjištěn korelační koeficient o hodnotě 0,1507.

7 Zhodnocení výsledků a testy

V této kapitole jsou vyhodnoceny výsledky jednotlivých měření, k nimž je přiřazeno názorné grafické porovnání obou třepaček.

7.1 Funkčnost databáze „třepacka“

7.1.1 Načtené záznamy v databázi

Na načtené záznamy se můžeme podívat přímo v databázi v horní navigační liště nebo levém navigačním menu. Tyto data lze jednoduše exportovat např. do Excel 97-2003 XLS, což je znázorněno na Obr. 42.

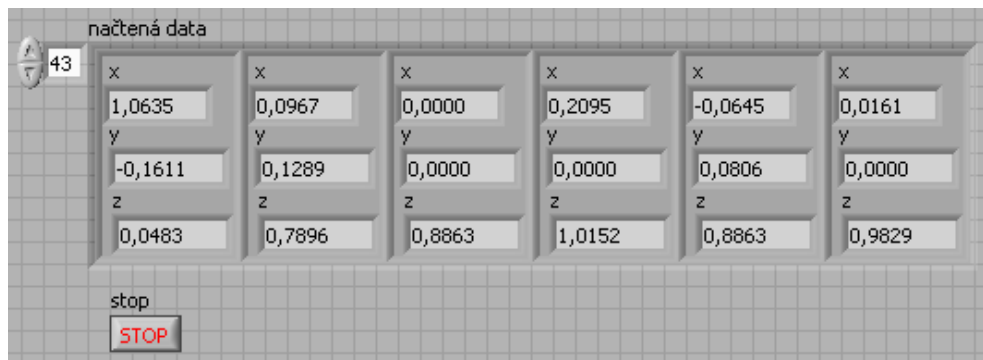
	A	B	C	D
1	x	y	z	t
43	1,0635	-0,1611	0,0483	1,014
44	0,0967	0,1289	0,7896	1,031
45	0,0000	0,0000	0,8863	1,048
46	0,2095	0,0000	1,0152	1,064
47	-0,0645	0,0806	0,8863	1,081
48	0,0161	0,0000	0,9829	1,098

Obr. 42 Ukázka exportovaných dat do dokumentu MS Excel

7.1.2 Výsledky pořízené z aplikace pro čtení dat z databáze

Výsledná aplikace pro čtení dat poskytuje uživatelům zobrazení naměřených dat v čelním panelu samotného prostředí LabVIEW této aplikace, kde se zobrazují data načtená z databáze. Další možností je ukládání dat do MS Excel pro dokumentaci a další zpracování.

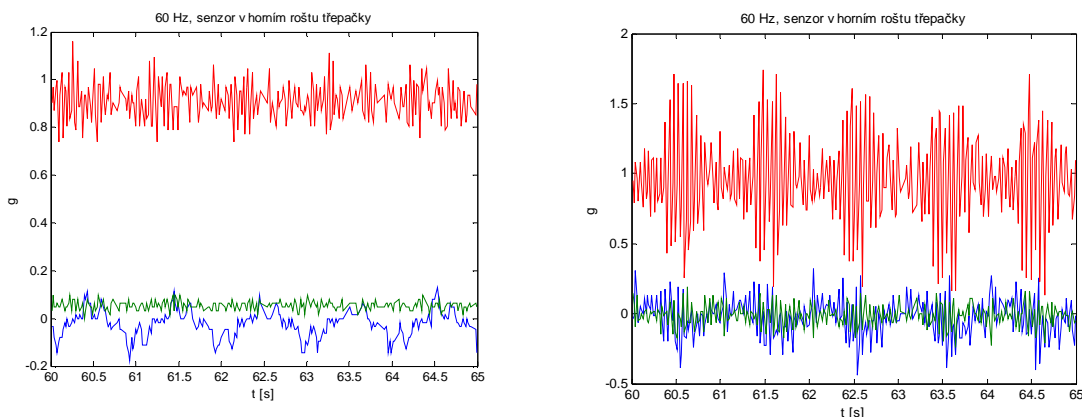
Zpočátku jsou prvky pole v čelním panelu zašedlé. Součástí prvku je i index displej, jenž určuje index prvku. Tento index je v zobrazené části pole jako první – zadáváním hodnoty do tohoto prvku lze pohybovat viditelnou částí pole v jeho rozsahu. Pro zadání hodnoty některého prvku jsou alokovány všechny prvky až do tohoto zvoleného indexu.



Obr. 43 Ukázka vyobrazení načtených dat v čelním panelu

7.2 Porovnání agitátorů krevních derivátů

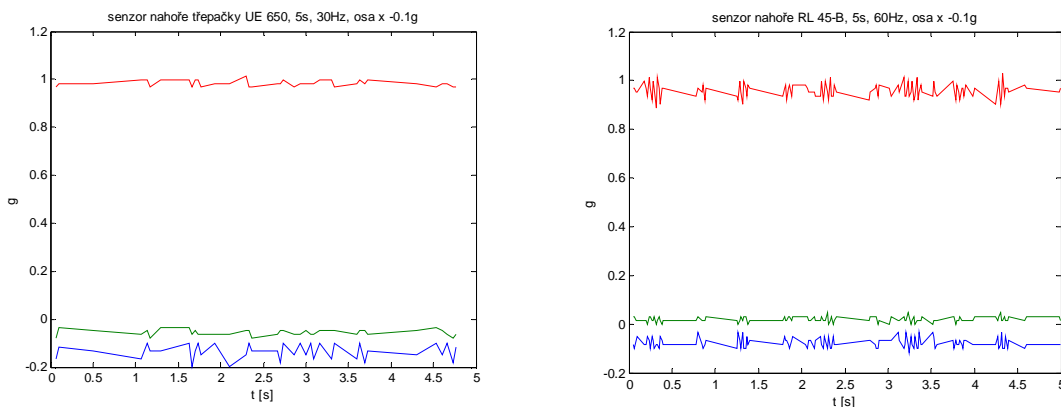
Pro možnost porovnání obou třepaček byly zvoleny pokud možno shodné vstupní rozsahy naměřených signálů i vzorkovací frekvence, která byla zvolena 30 či 60 Hz. Měření proběhla za stejných okolních podmínek a bylo snahou přiblížit obě měření – podobné fyzické uspořádání, stejné nastavení snímacích senzorů, stejná přenosová cesta signálů. Měření bylo prováděno za plného provozu přístrojů, proto při snímání dat je v třepačkách umístěn mnohdy i trombokoncentrát.



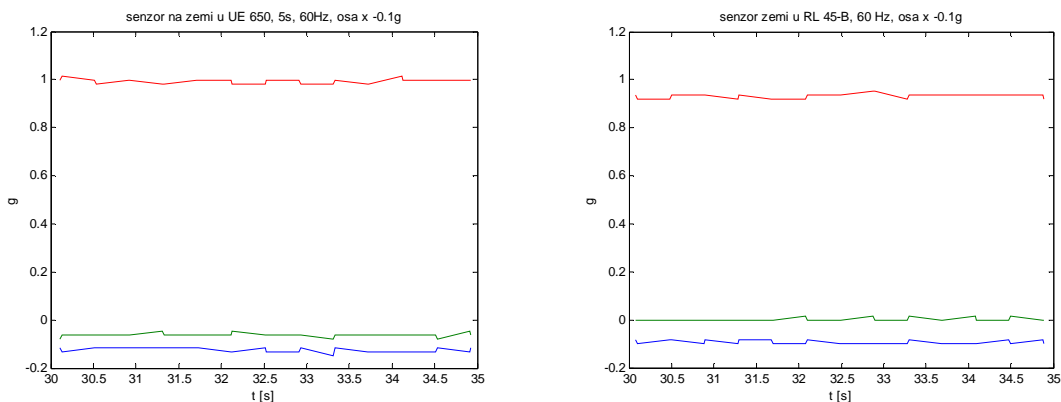
Obr. 44 Porovnání třepaček UE650 (vpravo) a RL45-B (vlevo) v časové oblasti (60 Hz)

Signál sejmutý na obou typech třepaček krevních derivátů má odlišný charakter. Z časového záznamu na Obr. 44 je patrné, že třepačka UE 650 má v ose X (modrá křivka) zřejmý sinusový průběh. Tatáž osa v obrázku vpravo (třepačka RL 45-B) má taktéž nastíněn charakter sinusoidní s namodulovanými signály o mnohonásobně vyšší frekvenci. Porovnáme-li tyto data, můžeme vidět, že v agitátoru RL 45-B je v ose Z více vibrací než v UE 650. Z časového průběhu však nelze dělat žádné závěry.

Na následujících dvou obrázcích je 5 sekundové grafické vyobrazení, kdy byla změněna poloha senzoru. Nejprve je senzor umístěn na svrchní části třepačky. Již od pohledu lze z výsledných grafů osy Z přístroje RL 45-B vyzorovat (červená křivka na pravém grafu Obr. 45), že na povrchu tohoto přístroje jsou oproti třepačce UE 650 značné vibrace. Obr. 46 zobrazuje naprosto opačný případ, kdy byl senzor umístěn na zemi v blízkém okolí třepaček. Oba grafy jsou téměř totožné.

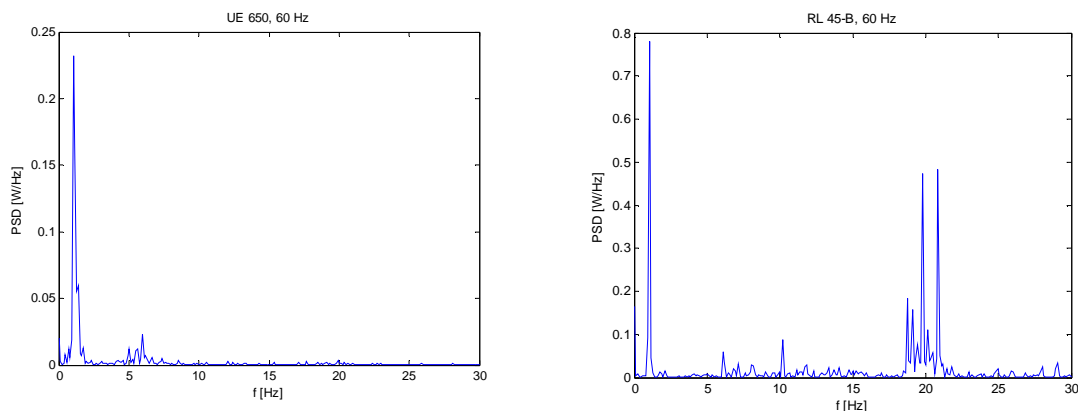


Obr. 45 Porovnání vibrací na svrchní části obou přístrojů UE 650 (vlevo) a RL 45-B (vpravo)

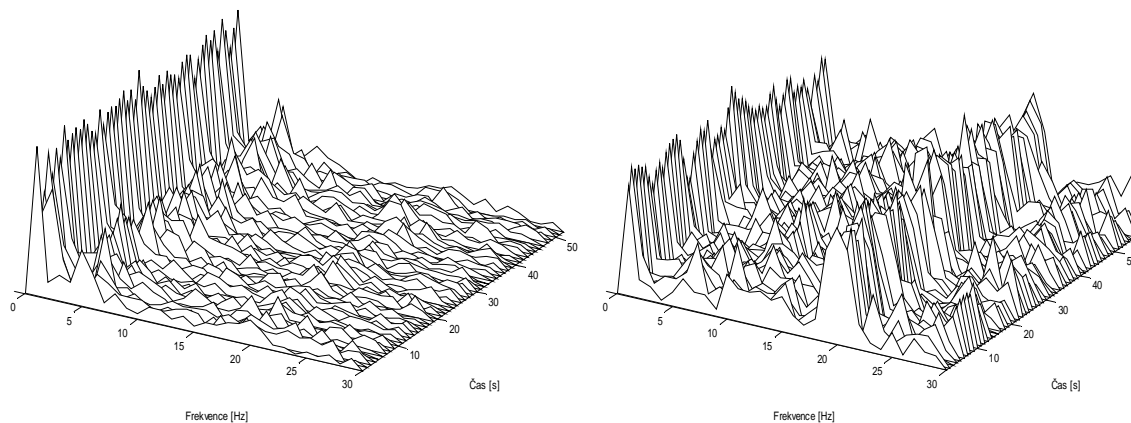


Obr. 46 Senzor umístěn na zemi v místnosti agitátorů, UE 650 (vlevo) a RL 45-B (vpravo)

Přistupujeme nyní k porovnání naměřených signálů z obou tromboagitátorů ve spektrální oblasti. Na Obr. 47 je zobrazena spektrální výkonová hustota vypočítaná přímou aplikací Fourierovy transformace. V pravém grafu (třepačka RL 45-B) jsou patrné dvě význačné frekvence (1Hz, 21Hz). 21Hz se u třepačky RL 45-B vyskytuje v signálu téměř v jeho celém průběhu. Jak ukazuje porovnání těchto grafů, průběh značných frekvenčních komponent se podstatně liší.

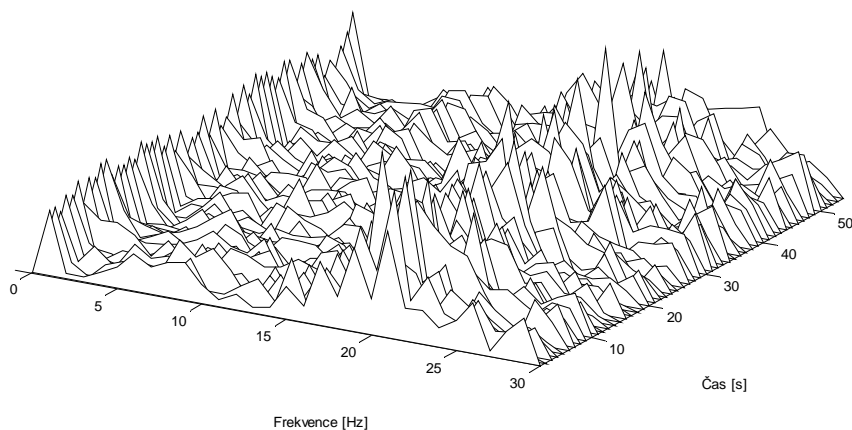


Obr. 47 PSD hlavní osy X přístroje UE 650 (vlevo) a RL-45 (vpravo)



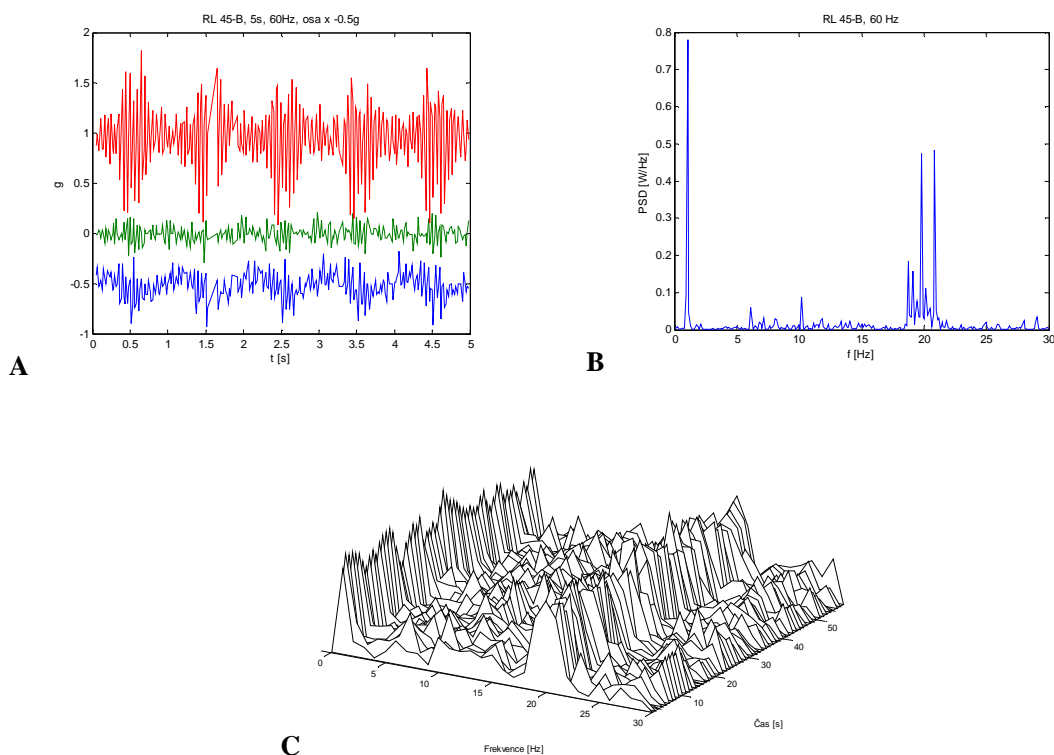
Obr. 48 Porovnání CSA 60-ti sekundového záznamu třepaček UE 650 (vpravo) a RL 45-B (vlevo)

Zobrazení pomocí metody CSA na Obr. 48 umožňuje lepší lokalizaci význačných frekvenčních komponent v čase. Bližší zobrazení CSA 60s záznamu třepačky RL 45-B za plného provozu nabízí Obr. 49, kdy byly v rostech třepačky umístěny vaky s krevními destičkami. V porovnání s předchozím obrázkem se zde stala dominantnější frekvence okolo 20Hz oproti očekávanému 1Hz.

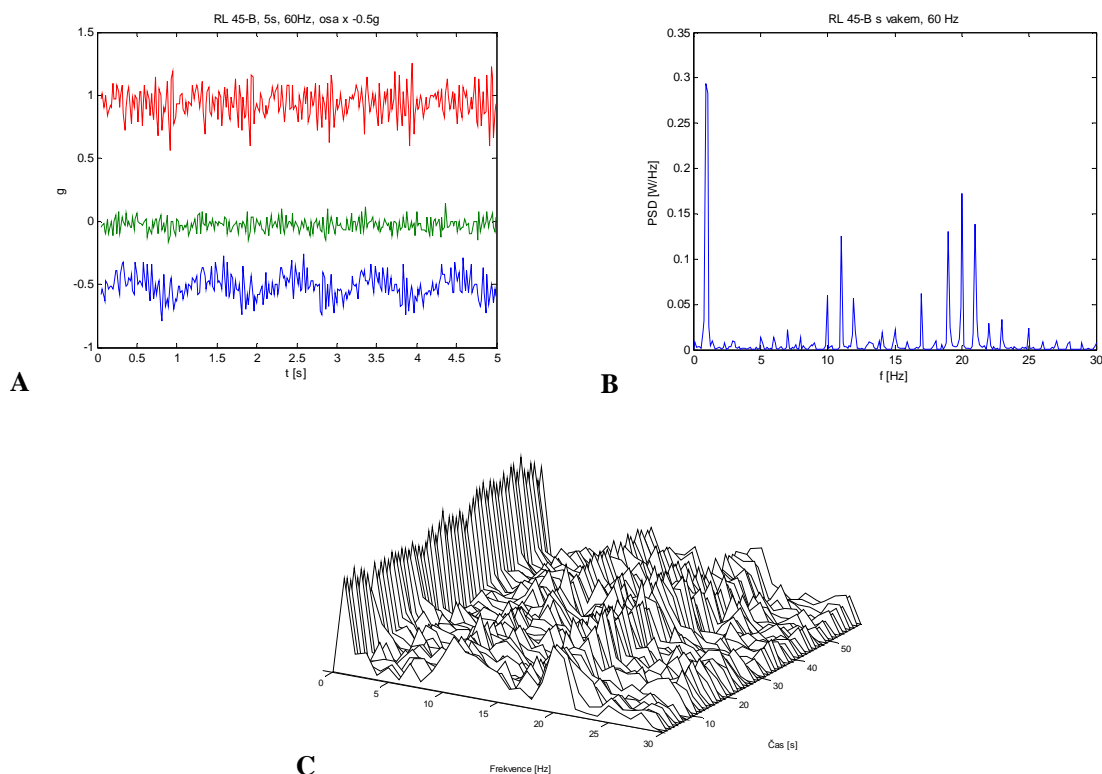


Obr. 49 CSA třepačky RL-45B 60 Hz za plného provozu (s trombokoncentráty uvnitř)

7.3 Vliv okolního dění na funkčnost přístroje RL 45-B



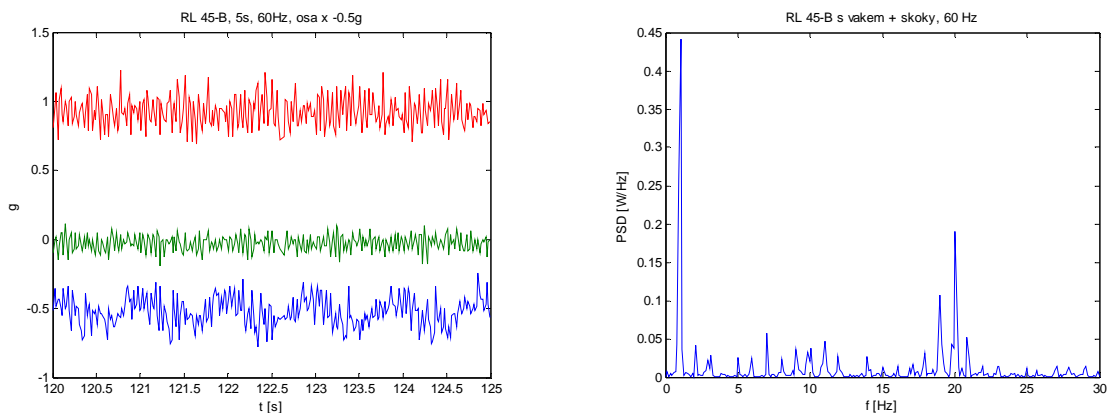
Obr. 50 Záznam bez okolních vlivů: (A) časová oblast, (B) PDS, (C) CSA



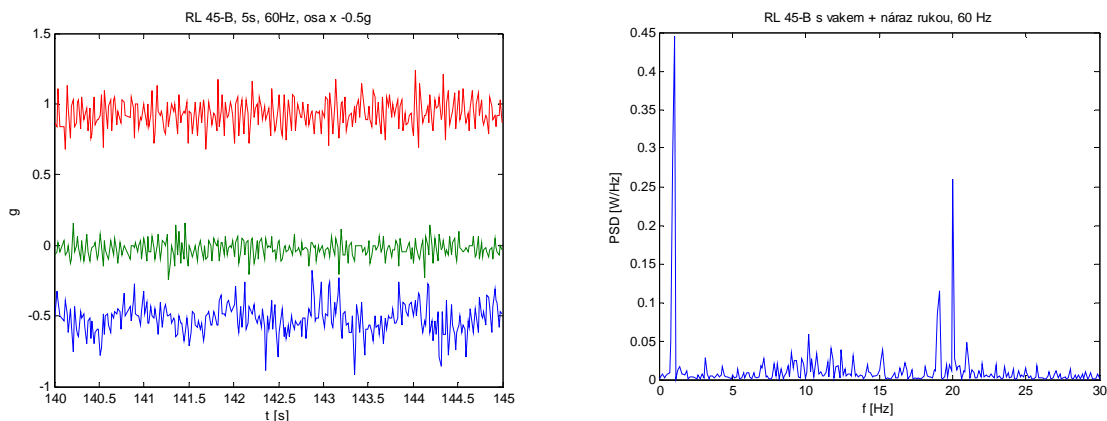
Obr. 51 Záznam s vakem na třepajícím roštu: (A) časová oblast, (B) PDS, (C) CSA

Na Obr. 50 a Obr. 51 je grafický záznam 3 možných metod analýzy – časový průběh, výkonová spektrální hustota (PSD) a v poslední řadě spektrální zhuštěné kulisy (CSA).

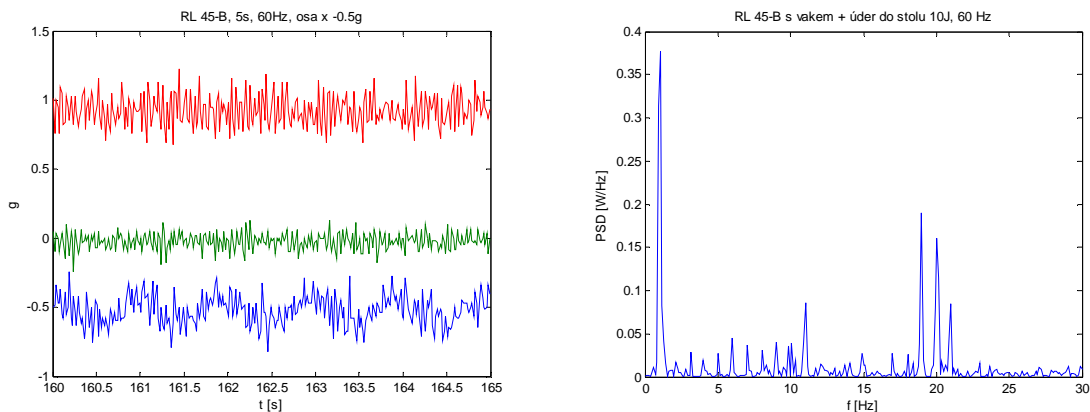
V následujících čtyřech grafech je kladen důraz na porovnání spektrálních výkonových hustot při odlišných okolních vlivech. PSD zde bylo prováděno pouze ze záznamu o délce 10s, což je délka prováděných experimentů.



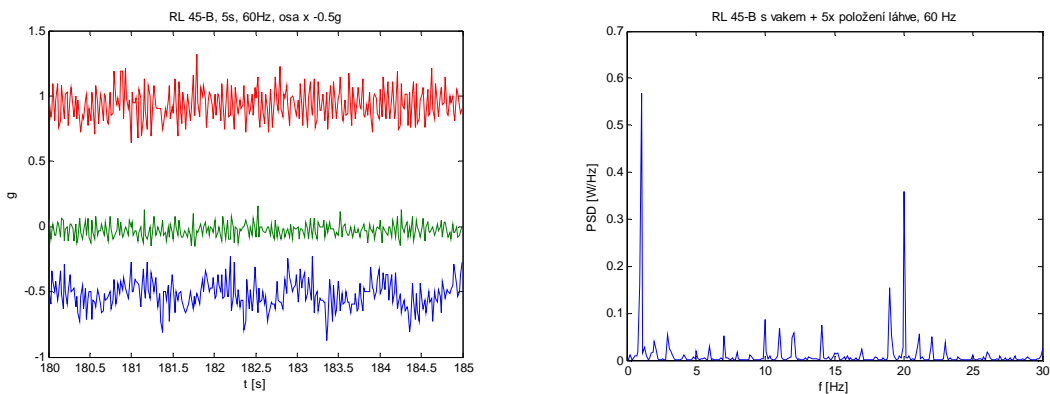
Obr. 52 Záznam přístroje RL 45-B se skoky (120kg) ve vzdálenosti 1m od třepačky



Obr. 53 Středně silný náraz rukou do přístroje RL 45-B

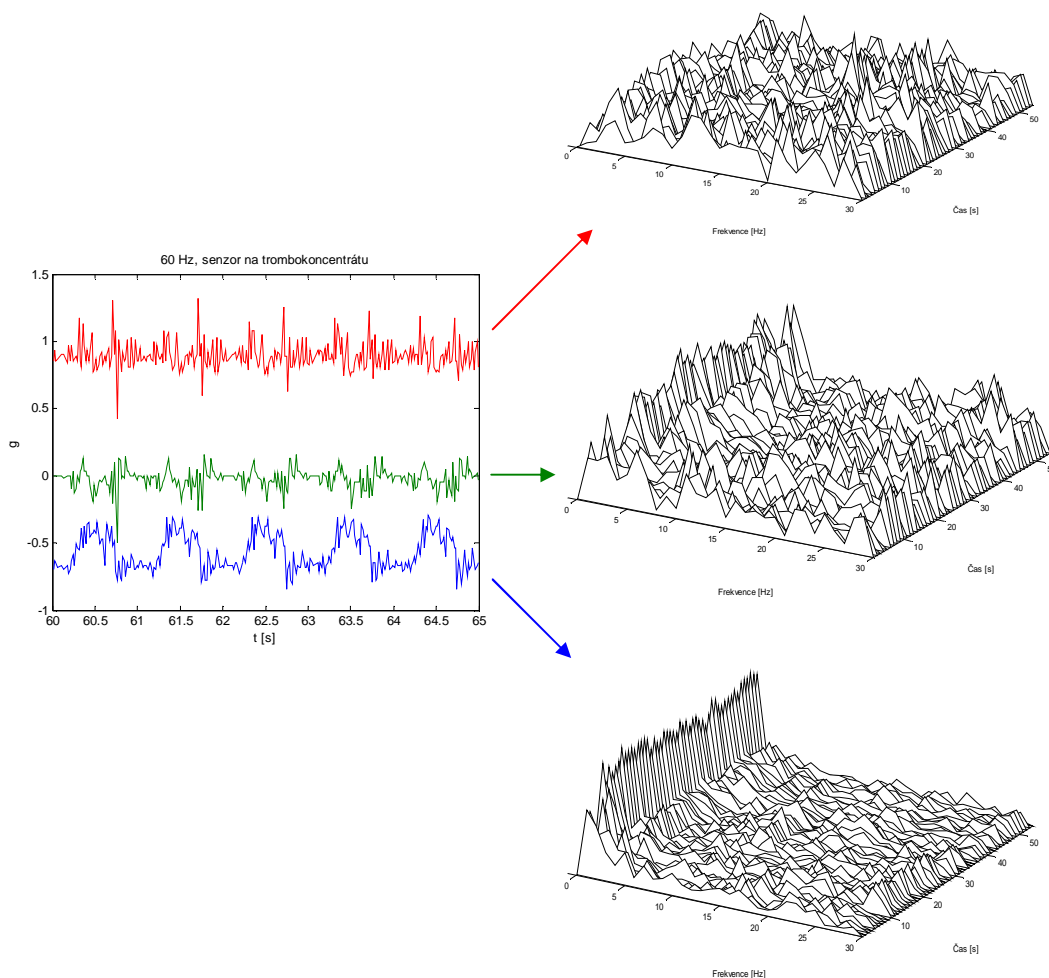


Obr. 54 Úder do stolu umístěného pod třepačkou (o velikosti cca 10 J)



Obr. 55 Postavení láhve o objemu 400ml na přístroj

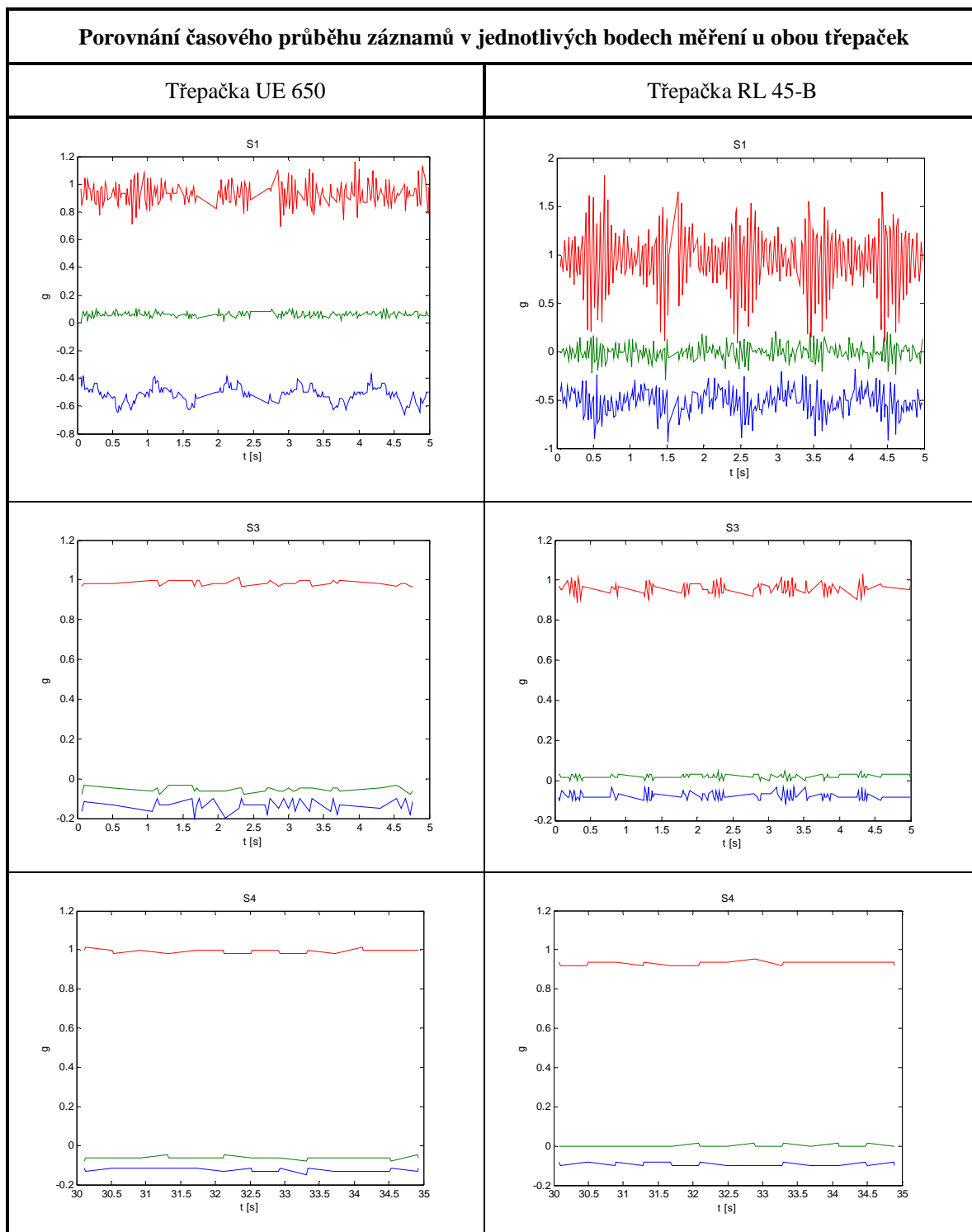
Pro zajímavost byl senzor umístěn taktéž na trombokoncentrát 1 TU, což je vak s 250ml krevními destičkami. V dřívějších grafických zobrazení CSA byla analyzována pouze osa X, jež je brána jako dominantní. Na Obr. 56 je však provedeno za všech tří os.



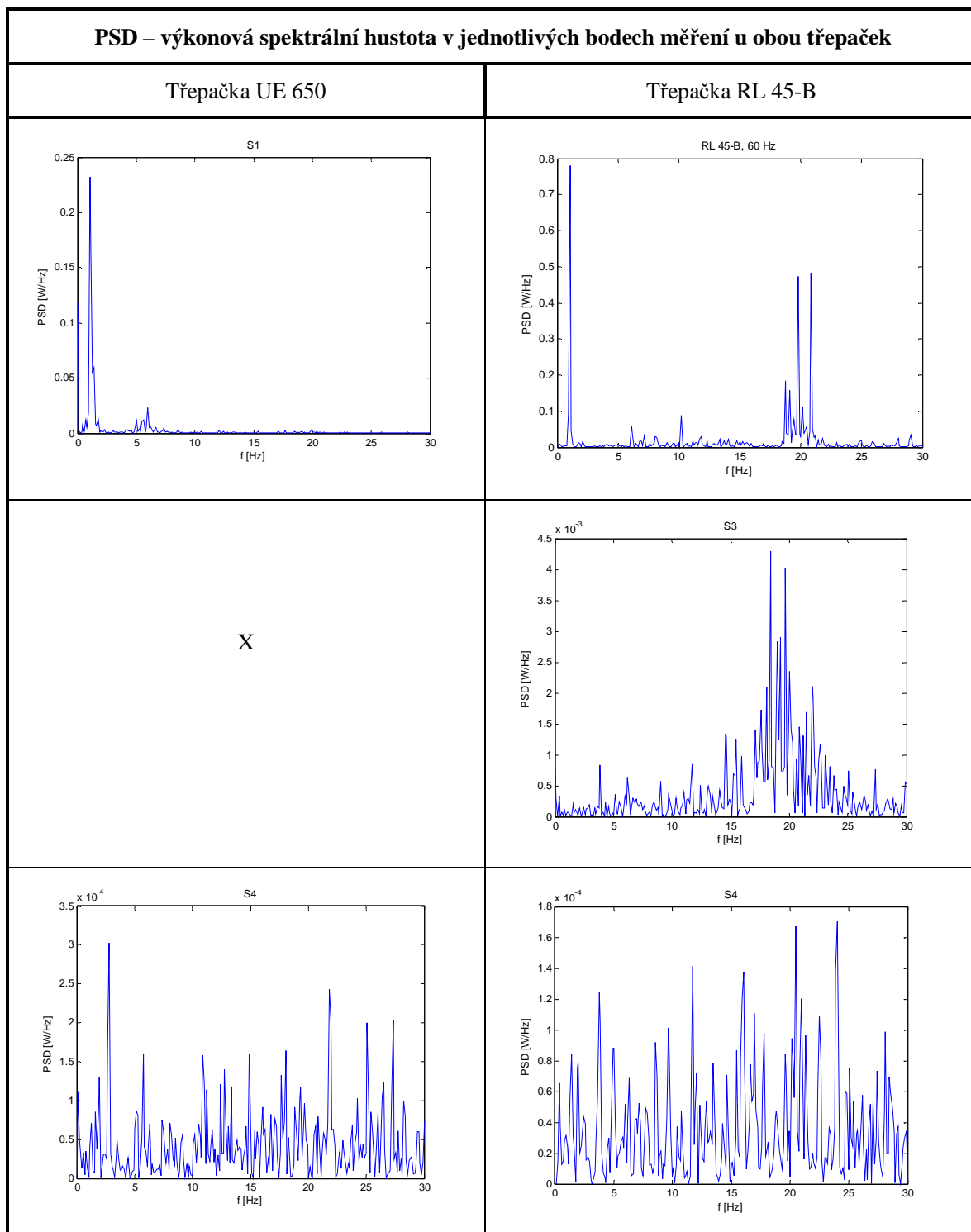
Obr. 56 Senzor umístěn na vaku trombokoncentrátu 1TU

7.4 Shrnutí naměřených dat

Po provedení měření a zpracování signálu je možné vyloučit vlivy okolního dění na zpracování krevních derivátů pomocí horizontálních agitátorů. Vlivy, které se projevují ve zpracovaných záznamech jsou způsobeny samotnou činností agitátorů. Odlišnosti ve zpracovaných záznamech jsou měřitelné a mohou být příčinou dlouhodobého problému s výskytem chybně zpracovaných vzorků. Tyto informace jsou rovněž podloženy klinickými zjištěními z provozu na Krevním centru personálem. V další části analýzy se můžeme zaměřit na zdroj těchto artefaktů způsobených buď poruchou, opotřebením nebo konstrukční vadou agitátoru. Toto zjištění může mít výrazný vliv na kvalitu a přípravu trombokoncentrátů.



Obr. 57 Umístění snímacího senzoru: S1-senzor na roštu třepačky, S3-senzor na svrchní části třepačky, S4-senzor na zemi v místnosti třepaček



Obr. 58 Srovnání PSD v jednotlivých bodech měření: S1-senzor na roštu třepačky, S3-senzor na svrchní části třepačky, S4-senzor na zemi v místnosti třepaček

Nutno poznamenat, že na Obr. 58 nejsou porovnávané PSD grafy výsledkem měření, ale výsledkem frekvenční analýzy. Tyto spektra tudíž nebyly měřeny.

Závěr

Výsledkem této diplomové práce bylo porovnání a ověření funkčnosti dvou třepaček Krevního centra FNO na základě vibrační analýzy. Práce vznikla na požadavku Fakultní nemocnice Ostrava, z důvodu dřívější kazivosti trombokoncentrátů po třepání. Tato chyba nastávala častěji v jedné z třepaček (Horizontál agitátor RL 45-B od firmy Tool). Úkolem diplomové práce tedy bylo ověření, zda funkčnost a správnost této třepačky je podobná s třepačkou UE 650 od firmy Scientific, nebo má-li na vliv kazivosti trombokoncentrátů podíl jiná veličina. Bylo tedy provedeno porovnání daných třepaček a uděláno několik testů, při kterých bylo za úkol prozkoumat vliv okolního prostředí.

Ověření dlouhodobé technické správnosti agitátorů krevních derivátů předcházelo snímání, zpracování a následná analýza signálu, obsahující informace o vibraci roštů třepaček. Byl vytvořen a realizován měřicí řetězec pro snímání a dlouhodobé online sledování zařízení krevních derivátů. Pro měření zrychlení bylo použito akcelerometrických senzorů firmy Freescale. Naměřená data byla přenášena bezdrátově pomocí ZigBee technologie z třepačky do počítače, jenž byl umístěn v téže místnosti. Takto se získaly signály, které byly v navržené softwarové uživatelské aplikaci programu LabVIEW v reálném čase zobrazovány a pomocí TCP/IP komunikace přenášeny na vzdálený server do vytvořené databáze. Data ze serveru byla umožněna pro přístup klientům.

Druhým programovým výsledkem je kód v technickém jazyce MATLAB, umožňující širší matematickou analýzu naměřených dat. Data, jenž byla načtená z databáze, byla v další části práce analyzována. Byly vyhodnocovány vibrace signálů jdoucích z třepaček. Při analýze bylo využito metody FFT, jelikož tato metoda podává informace o spektru signálu.

Oba přístroje pro uchovávání krevních derivátů by měly v samotném závěru prokazovat stejnou činnost. Celková analýza záchvěvů by měla být založena na podobném principu. Je nutno brát v úvahu, že oba přístroje byly vyrobeny odlišnými výrobci. Téma měření a zpracování signálu je široké a tato práce si neklade za cíl je zpracovat v celé své rozmanitosti. Stěžejním úkolem bylo porovnat a ověřit funkci třepaček, nacházejících se v Krevním centru FNO.

Na základě provedených měření a analýz je zřejmé, že podobnost – stejnost funkčnosti obou třepaček se liší. Tento závěr podporují i výsledné grafy analýz, že u třepačky RL 45-B je oproti třepačce UE 650 frekvenční nárůst v oblasti 20 Hz, které mohou ovlivňovat třepání a tím uchovávání vaků s trombokoncentráty.

Práce se věnuje poměrně přesně vymezené problematice s důrazem na analýzu akcelerometricky změřených dat. Nejedná se tedy o zjištění konkrétní fyzikální chyby přístroje, ale pouze analyzování její funkce. Zjištění příčiny bude úkolem dalšího studia a výzkumu. V této chvíli je k dispozici systém pro online měření, monitorování a přenosu údajů z třepaček pro hloubkovou analýzu v databázi.

Seznam použité literatury

- [1] BLAHUTOVÁ, Š.: *Informace pro dárce krve a krevních složek* [online]. 1.2.2008 [cit. 2009-12-10]. <http://www.nemocnice.opava.cz/html/HTO_SI.doc>.
- [2] *Wikipedie* [online]. 2009 [cit. 2009-12-10]. Krevní destička. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Krevn%C3%AD_desti%C4%8Dka>.
- [3] *Freescale* [online]. 2010 [cit. 2010-01-05]. <www.freescale.com>.
- [4] KRIEGLOVÁ, K.: *Měření vibrací při zpracování krevních derivátů*: Bakalářská práce. Ostrava: VŠB-TUO, FEI, 2007.
- [5] *JKI Software* [online]. 24.1.2007 [cit. 2010-02-11]. VI Package Manager. <<http://forums.jkisoft.com/index.php?showtopic=233>>.
- [6] *Sourceforge* [online]. 2010 [cit. 2009-11-13]. LabView Database Library. <<http://sourceforge.net/projects/sql-lv/>>.
- [7] ŽÍDEK, J.: *Grafické programování ve vývojovém prostředí LabVIEW: výuková skripta*. Ostrava: 2002.
- [8] VLACH, J., HAVLÍČEK, J., VLACH, M.: *Začínáme s LabVIEW*. Praha : BEN – technická literatura, 2008. 248 s. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [9] *Automatizace* [online]. 2004 [cit. 2010-01-17]. Bezdrátový komunikační standard ZigBee. <<http://www.automatizace.cz/article.php?a=638>>.
- [10] *ZigBee - novinka na poli bezdrátové komunikace* [online]. 8.6.2005 [cit. 2010-01-17]. <<http://hw.cz/Rozhrani/ART1299-ZigBee---novinka-na-poli-bezdratove-komunikace.html>>.
- [11] *FNO* [online]. 2009 [cit. 2009-12-10]. O krvi a způsobech jejího darování. <<http://www.fno.cz/krevni-centrum/o-krvi-a-zpusobech-jejeho-darovani>>.
- [12] KOTON, J.; ČÍKA, P.; KŘIVÁNEK, V. *Standard nízkorychlostní bezdrátové komunikace ZigBee* [online]. 18. 04. 2006 [cit. 2010-01-17]. <<http://access.feld.cvut.cz/view.php?cisloclanku=2006032001>>.
- [13] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B.: *MATLAB - začínáme se signály*. Praha : BEN – technická literatura, 2006. 272 s. ISBN 80-7300-200-0.
- [14] *National Instruments* [online]. 2010 [cit. 2010-02-13]. <<http://www.ni.com/>>.
- [15] MOHYLOVÁ, J., KRAJČA, V.: *Zpracování biologických signálů*. Ostrava : 2006. 135 s. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [16] VOJÁČEK, A.: *Principy akcelerometrů – 3. díl – Tepelné akcelerometry MESIC* [online]. 2006 [cit. 2010-01-10]. <<http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART323-principy-akcelerometru--3- dil--tepelne-akcelerometry-memsic.html>>.

- [17] VOJÁČEK, A.: *MEMS – Co je to a jak to vypadá?* [online]. 2006 [cit. 2010-01-10]. <<http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART289-mems--dil-1--co-to-je-a-jak-to-vypada-.html>>.
- [18] VOJÁČEK, A.: *Principy akcelerometrů – 1. díl – Piezoelektrické* [online]. 2006 [cit. 2010-01-10]. <<http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART303-principy-akcelerometru--1-dil--piezoelektricke.html>>.
- [19] *Datasheet for ZSTAR3 – DRM103 Designer Reference Manual*. Arizona (USA). Freescale, 2008. 88s
- [20] *Datasheet for MMA7361L - Three Axis Low-g Micromachined Accelerometer*. Arizona (USA). Freescale, 2008. 11s
- [21] *Technické údaje agitátoru RL – 45B od firmy Tool*. Krevní centrum Fakultní nemocnice s poliklinikou v Ostravě.

Seznam příloh

**PŘÍLOHA I. - UKÁZKA REÁLNÉHO ZOBRAZENÍ PŘI MĚŘENÍ S VÝVOJOVÝM KITEM ZSTAR3
(PŘÍSTROJ RL 45-B, 30 Hz).....** CHYBA! ZÁLOŽKA NENÍ DEFINOVÁNA.

**PŘÍLOHA II. - UKÁZKA REÁLNÉHO ZOBRAZENÍ PŘI MĚŘENÍ S VÝVOJOVÝM KITEM ZSTAR3
(PŘÍSTROJ UE 650, 60 Hz).....** CHYBA! ZÁLOŽKA NENÍ DEFINOVÁNA.

